

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**STANOVENÍ KVALITY A ANALÝZA
PLETYSMOGRAFICKÉHO SIGNÁLU**

PPG SIGNAL QUALITY ESTIMATION AND ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Simona Trnková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Andrea Němcová

BRNO 2020

Semestral Thesis

Bachelor's study field **Biomedical Technology and Bioinformatics**

Department of Biomedical Engineering

Student: Simona Trnková

ID: 200066

**Year of
study:** 3

Academic year: 2019/20

TITLE OF THESIS:

PPG signal quality estimation and analysis

RECOMMENDED LITERATURE:

[1] ORPHANIDOU, Christina. Signal Quality Assessment in Physiological Monitoring. New York: Springer, 2018. ISBN 978-3-319-68415-4.

[2] SIDDIQUI, Sarah Ali, Yuan ZHANG, Zhiquan FENG a Anton KOS. A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera. Journal of Medical Systems [online]. 2016, 40(5). DOI: 10.1007/s10916-01-0485-6. ISSN 0148-5598.

**Date of project
specification:** 23.9.2019

Deadline for submission: 3.1.2020

Supervisor: Ing. Andrea Němcová

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Subject Council chairman

WARNING:

The author of the Semestral Thesis claims that by creating this thesis he/she did not infringe the rights of third persons and the personal and/or property rights of third persons were not subjected to derogatory treatment. The author is fully aware of the legal consequences of an infringement of provisions as per Section 11 and following of Act No 121/2000 Coll. on copyright and rights related to copyright and on amendments to some other laws (the Copyright Act) in the wording of subsequent directives including the possible criminal consequences as resulting from provisions of Part 2, Chapter VI, Article 4 of Criminal Code 40/2009 Coll.

Obsah

1	Úvod.....	2
2	Kardiovaskulární systém.....	3
2.1	Srdce	3
2.2	Krev	4
2.3	Cévy.....	4
2.4	Patologie kardiovaskulárního systému	4
3	Snímání srdeční aktivity.....	6
3.1	Elektrokardiografie	8
3.2	Fotopletysmografie	9
3.2.1	Spektrální charakteristika PPG signálu	12
3.2.2	Šum.....	12
3.2.3	Nové technologie pro měření PPG signálu	15
4	Možnosti stanovení kvality PPG signálu	17
5	Možnosti analýzy PPG signálu	22
5.1	Analýza s využitím reference	22
5.2	Analýza bez využití reference	28
6	Praktická část.....	30
6.1	Snímání dat.....	30
6.2	Zpracování naměřených dat.....	32
6.3	Algoritmus pro stanovení kvality a analýzu PPG signálu	34
6.3.1	Stanovení kvality PPG signálu	34
6.4	Analýza PPG signálu	37
7	DISKUZE.....	41

1 ÚVOD

Dobře fungující kardiovaskulární systém je základní podmínkou pro život každého člověka. Funkci tohoto systému můžeme měřit různými metodami a výsledky vyjadřujeme ve fyzikálních jednotkách. Jedna z metod je fotopletysmografie, která zaznamenává objemové změny krve.

S vývojem technologií se pro snímání biologických signálů začaly využívat chytré telefony, které jsou díky zabudovaným kamerám schopny zaznamenávat právě i objemové změny krve. Jelikož chytré telefony nejsou primárně určeny ke snímání fyziologických hodnot, je třeba zjistit, jak kvalitní jsou pro tento úkol jejich systémy a jestli se zvládnou vyrovnat klasickým snímacím přístrojům používaným v lékařství.

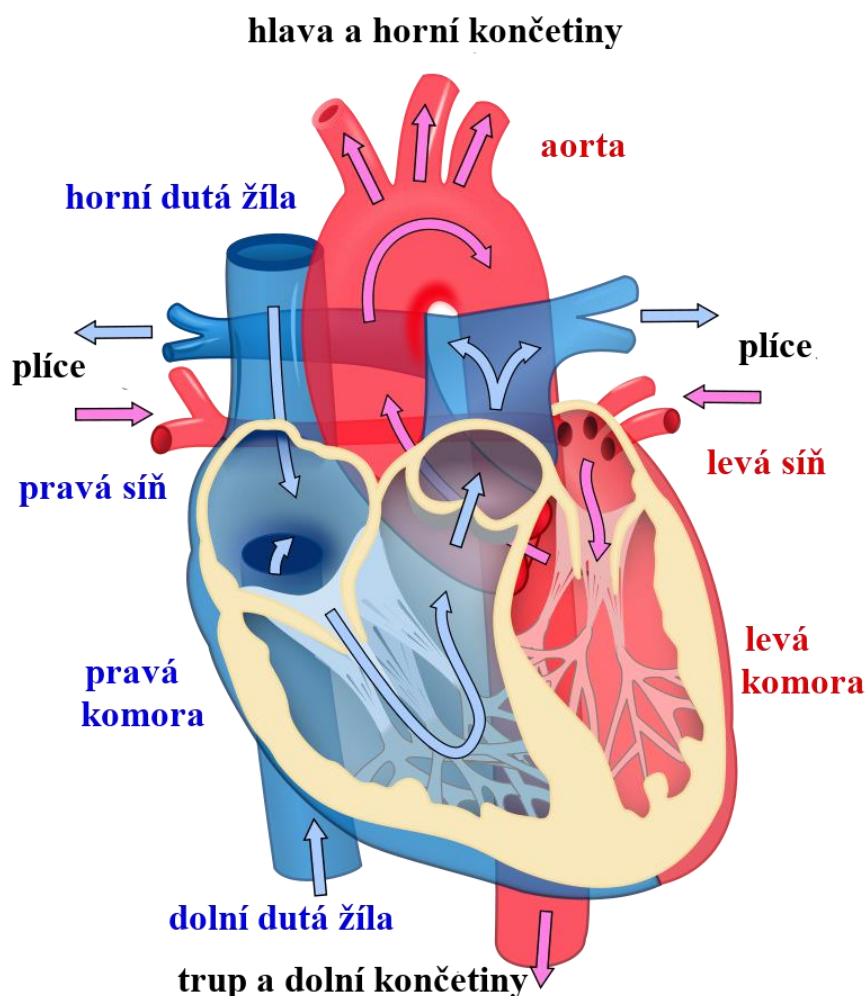
Obsahem této práce je literární rešerše oblasti snímání fotopletysmografických signálů, analýza a vyhodnocování jejich kvality. Získané poznatky jsou využity k sestavení algoritmu pro stanovení kvality pletysmografického signálu a jeho následnou analýzu. Z konečků prstů zkoumaných osob byly pořízeny snímky chytrými telefony a také referenční záznam EKG.

V druhé kapitole je stručně popsán kardiovaskulární systém, jeho morfologie, funkce a patologické stavy. Třetí kapitola se zabývá možnostmi snímání srdeční aktivity jako jsou například fonokardiografie. Blíže je pak popsána elektrokardiografie a fotopletysmografie, kterými se v této práci zabýváme. Fotopletysmografie je neinvazivní optická metoda, kterou se dá snímat nejen přímo pro ni určenými medicínskými přístroji, ale dá se k ní využít například i chytrý telefon nebo digitální kamera. Tato metoda je však citlivá na některé typy rušení, které je třeba eliminovat. Čtvrtá kapitola obsahuje literární rešerši o možnostech stanovení kvality fotopletysmografického signálu pomocí statistických a spektrálních metod a fyziologických předpokladů. V páté kapitole jsou následně popsány metody pro analýzu fotopletysmografických signálů, které se dělí na analýzu s pomocí reference (v časové a frekvenční oblasti) a bez ní.

2 KARDIOVASKULÁRNÍ SYSTÉM

2.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán uložený v mezihrudí. Jeho stěny tvoří myokard (srdeční svalovina). Srdce se skládá ze dvou komor a dvou síní. Mezi každou síní a komorou je otvor, jehož obvod tvoří cípate chlopně, které zajišťují průtok krve jedním směrem. Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla, které přivádějí odkysličenou krev z těla. Z pravé komory je krev vháněna do plic, kde se okysličí a vrací se do levé síně. Z levé komory pak okysličená krev odchází aortou a putuje do všech částí těla. Výživu a zásobování srdce kyslíkem mají na starost věnčité (koronární) tepny. Proudění krve srdcem popisuje Obrázek 1. Stahem (systolou) se srdce vyprazdňuje, ochabnutím (diastolou) se srdce naplní. [1], [2]



Obrázek 1: Stručná anatomie srdce a dráha toku krve (modrá odkysličená, červená okysličená krev) [3]

Srdce je schopno samo vytvářet vzruchy v sinoatriálním (SA) uzlu, který se nachází v pravé síni. Vzruchy z toho uzlu jsou přenášeny na atrioventrikulární (AV) uzel, který je také schopen vyvolávat vzruchy a je umístěný u chlopně mezi pravou síní a pravou komorou. Z AV uzlu putují vzruchy přes Hissův svazek, Tawarova raménka až na Purkyňova vlákna, která jsou zakončena ve svalovině komor. Srdeční svalovina se na odpovídající podnět (vzruch) stáhne. Automacii srdce regulují sympatický a parasympatický nervový systém. Srdeční činnost se projevuje akusticky, arteriálním pulsem a elektricky. [1]

2.2 Krev

Krev je vazká neprůhledná tělní tekutina. Je složena asi z 90% vody a zbytek jsou organické a anorganické látky. V krevní plazmě se nachází krevní elementy – červené krvinky, bílé krvinky a krevní destičky (erytrocyty, leukocyty a trombocyty). Množství krve v těle závisí na pohlaví, věku a fyzickém stavu člověka. U zdravého jedince se objem cirkulující krve uvádí v rozmezí 4,5 – 6 litrů (u žen bývá objem krve menší než u mužů). Základní funkce krve jsou transport živin, vitamínů, dýchacích plynů a hormonů, udržování homeostázy (regulace pH, teploty a osmotického tlaku) a imunitní obrana (ochrana těla před cizími látkami). [1]

2.3 Cévy

Cévy tvoří uzavřený systém pro rozvádění krve po těle. Můžeme je rozdělit na tepny (artérie), tepénky (arterioly), kapiláry a žíly (vény).

Tepny obsahují velké množství elastických vláken, která jim dodávají pružnost a jejich povrch tvoří vazivo, které jim dodává sílu. Příkladem tepny je aorta, která se při systole roztáhne a absorbuje část kinetické energie, kterou krvi dalo srdce v systolické fázi. Tepénky obsahují místo elastických vláken vrstvu hladkého svalstva, která se stahuje či roztahuje a tím mění jejich průsvit (objem). Kapiláry jsou tenké cévy, které propojují tepny a žíly. Mají stěnu jen z endotelových buněk a slouží jako most pro difuzi látek (dýchací plyny, živiny, voda, produkty látkové výměny) mezi krví a tkáněmi. [1], [2]

2.4 Patologie kardiovaskulárního systému

Poruchy oběhu krve způsobuje selhání srdce, selhání cévního systému a změny složení krve. Nemoci vzniklé z poruch krevního oběhu jsou jedny z nejčastějších příčin úmrtí v rozvinutých zemích. [4]

Mezi nejčastější nemoci patří ischemická choroba srdeční (ischemie-nedokrvení), což je soubor chorob vzniklých nedostatečným zásobením srdečního svalu kyslíkem. Možných příčin oslabeného zásobování srdce kyslíkem je více. Nejčastějším důvodem je snížený přítok krve věnčitými tepnami, které jsou zasaženy aterosklerózou, trombózou nebo shluky krevních destiček. Dalším důvodem může být snížený obsah kyslíku v krvi (otrava oxidem uhelnatým, anémie, poškození plic) nebo zvýšená námaha srdce. Mezi ischemické choroby srdeční patří angina pectoris a infarkt myokardu. Angina pectoris je vyvolána přechodným nedokrvením srdeční svaloviny a projevuje se tupou či svíravou bolestí za hrudní kostí. Infarkt myokardu je život ohrožující stav, kdy v důsledku nedokrvení dochází k nekróze buněk srdečního svalu. V tomto stavu může dojít k zástavě oběhu (náhlá srdeční smrt), nebo je oslabena srdeční činnost. [4]

Dalším častým onemocněním jsou arytmie (poruchy srdečního rytmu). Nejčastější příčinou arytmií je porucha převodního systému srdečního, kdy je porušena tvorba či vedení vzruchů. Fyziologicky se tepová frekvence pohybuje v rozmezí 70–80 tepů/min. Při zrychlení frekvence přes 100 tepů/min mluvíme o tachykardii, zpomalená tepová frekvence pod 60 tepů/min se nazývá bradykardie. [4]

Ateroskleróza (kornatění tepen) je degenerativní onemocnění cév způsobené ukládáním vápníku a tukových látek (cholesterolu) do jejich stěn. Kvůli ukládání zmíněných látek do cévních stěn se cévy zúží, snižuje se jejich pružnost a je jimi omezen průtok krve.

Krevní tlak (tlak krve v cévním řečišti) se fyziologicky pohybuje mezi 90–140 mm Hg systolického tlaku a 60–90 mmHg diastolického tlaku. Onemocnění, při kterém hodnoty krevního tlaku stoupnou nad 140/90 mmHg, se nazývá hypertenze a má přímý vztah s rozvojem ischemické choroby srdeční, která vede k infarktu myokardu. Pokud jsou cévy dlouhodobě vystavovány vyššímu tlaku ztrácí pružnost, tvoří se na nich jizvy a jsou náchylnější k prasknutí či ucpání. Při nízkém krevním tlaku pod 90/60 mm Hg mluvíme o hypotenzi doprovázené rozostřeným viděním, mdlobami a celkovou nevolností. Důsledkem hypotenze může být i kolaps, což je stav, kdy je rozšířeno krevní řečiště a vytvoří se nepoměr mezi objemem krevního řečiště a objemem krve v něm proudící. V tomto stavu dochází k nedokrvení mozku a bezvědomí, ostatní tkáň však nedostatkem kyslíku netrpí. [4]

Rizikové faktory ovlivňující patologické stavy kardiovaskulárního systému jsou věk (s vyšším věkem se zvyšuje riziko onemocnění), pohlaví (muži jsou těmito problémy postiženi častěji než ženy), obezita (obzvláště v břišní oblasti), kouření, nedostatečné zásobování těla živinami a vitamíny, nedostatečný pohyb a nadměrné požívání alkoholu. [4]

3 SNÍMÁNÍ SRDEČNÍ AKTIVITY

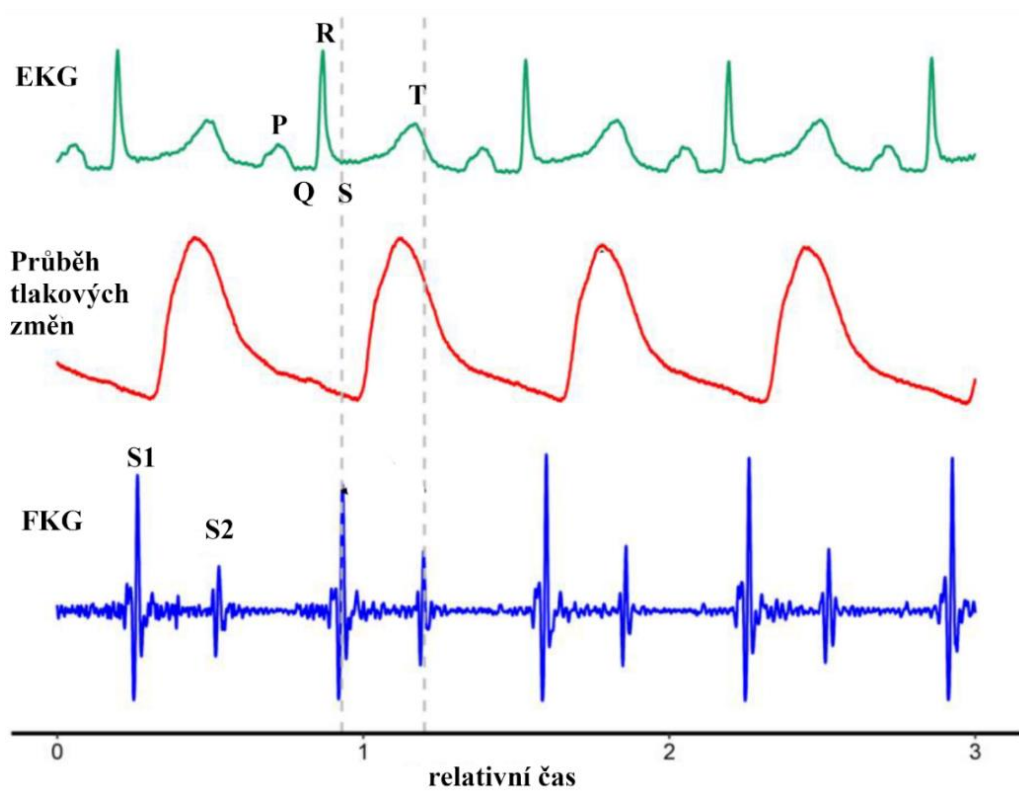
Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, nemoci kardiovaskulární soustavy se vyskytují poměrně často, je s nimi spojena řada komplikací a v extrémních stádiích jsou život ohrožující. Proto je třeba funkci kardiovaskulárního systému monitorovat, vyhodnocovat a tím předcházet možným nemocem a poškozením. Aktivita srdce je doprovázena fyzikálními změnami, které lze zaznamenávat.

Tep je tlaková vlna, která se šíří ze srdce tepnami do celého těla. Tlaková vlna odpovídá srdečnímu stahu a z její morfologie lze určit trvání ejekční fáze. Tep se nejjednodušeji určuje palpací na tepnách končetin. Lze ho na určitých místech sledovat i zrakem. [1]

Akustické projevy srdeční činnosti lze poslouchat, či zaznamenat mikrofonem a graficky interpretovat (FKG-fonokardiografie). Na záznamu se projevují srdeční ozvy způsobené vibrací částic krve, chlopní a stěn komor. Srdeční ozvy se dělí do základních čtyř skupin, z toho dvě se dají zaznamenat fonendoskopem či poslechem a další dvě jsou zaznamenatelné mikrofonem a jsou spíše známkou patologického stavu. S1 vlna souvisí se stahem cípatých chlopní a S2 se objevuje při uzavírání aortální a pulmonální chlopně. S3 a S4 by se u zdravého dospělého člověka neměly vyskytovat. Jsou způsobeny kmitáním komorových stěn na začátku či konci diastoly, kdy se srdce plní krví. [1]

Zaznamenávání elektrických projevů srdce se nazývá elektrokardiografie (EKG). Při snímání jsou elektrody umístěny na povrch těla vyšetřovaného a snímají změny srdečních potenciálů. EKG záznam se skládá z vln a kmitů, které jsou charakteristické svým tvarem a trváním. Vlna P charakterizuje depolarizaci síní, komplex QRS značí depolarizaci komor a T vlna znázorňuje repolarizaci komor. [1] Průběh elektrických, tlakových a akustických signálů znázorňuje Obrázek 2.

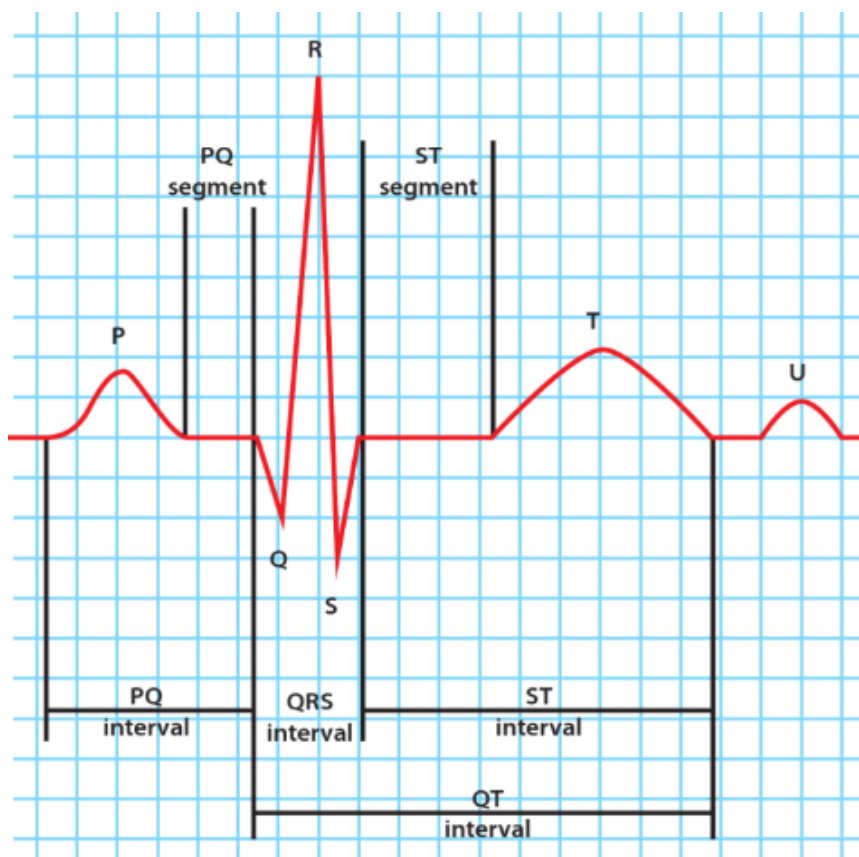
Opticky lze snímat aktivitu srdce fotopletysmografií (PPG), která je více popsána v následující podkapitole 3.1.



Obrázek 2: Průběh elektrických, tlakových a akustických vln [5]

3.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je považována za zlatý standard v oblasti kardiologických vyšetření. Tato metoda snímá z povrchu těla akční potenciály srdce. Při snímání jsou elektrody umístěny na povrch těla vyšetřovaného a snímají změny srdečních potenciálů. Časový záznam těchto potenciálů se nazývá elektrokardiogram a se skládá z vln a kmitů, které jsou charakteristické svým tvarem a trváním. Vlna P charakterizuje depolarizaci síní, komplex QRS značí depolarizaci komor a T vlna znázorňuje repolarizaci komor. Z výsledného záznamu se dá z morfologie křivek hodnotit tepová frekvence a variabilita srdečního rytmu (např. detekcí R vln). Z časových údajů (doba trvání vln nebo čas mezi vlnami) se dají zjistit údaje o přenosu vzruchu jednotlivými částmi srdce. EKG hraje významnou roli v detekci arytmií, lokalizaci infarktu myokardu a dalších patologických stavů srdce. [1]

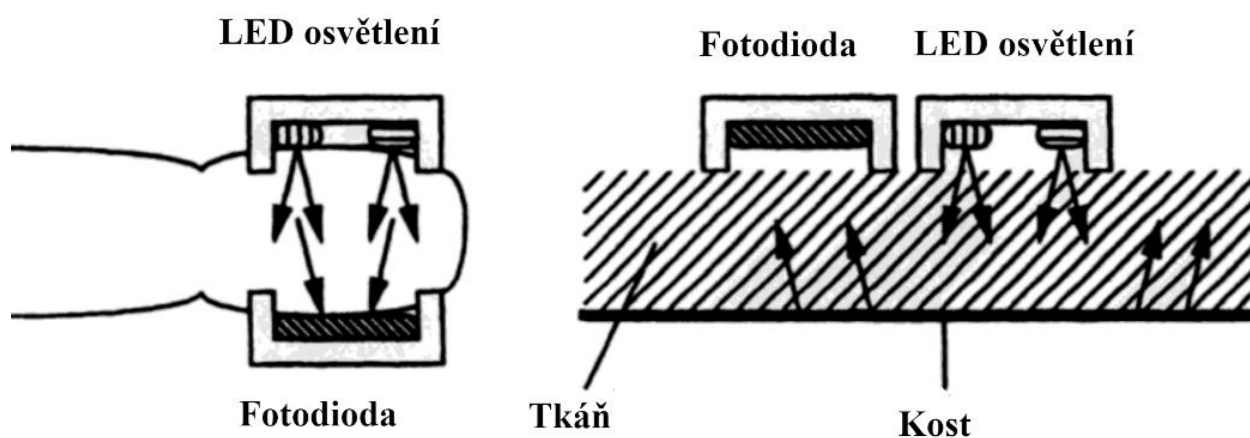


Obrázek 3: Křivka EKG s popisem jednotlivých vln a intervalů mezi nimi. Mřížka v pozadí udává představu o časovém rozložení vlny. Při standardním snímání je 1 mm 40 ms a 10 mm je 1 mV [1]

3.2 Fotopletysmografie

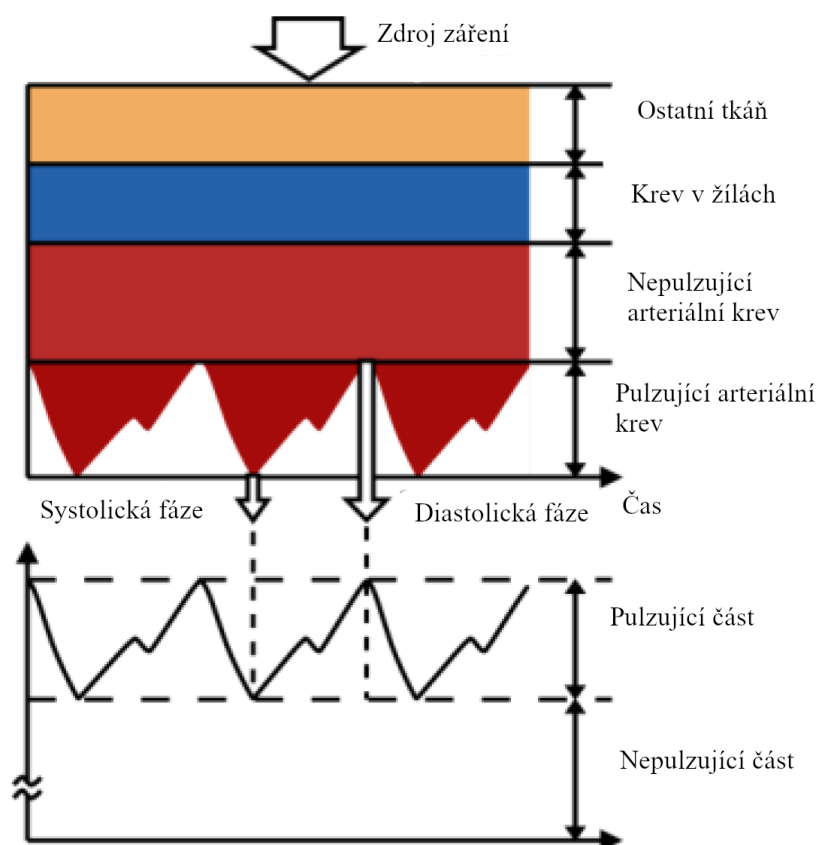
Fotopletysmografie (PPG, z anglického Photoplethysmography) je optická neinvazivní, levná metoda, která z povrchu kůže snímá změny objemu krve v periferním oběhu. [6]

Metoda využívá dvě základní součástky: světelný zdroj a detektor. Světelný zdroj tvoří jedna nebo dvě elektroluminiscenční elektrody (LED, z anglického Light-Emitting Diode) s vlnovými délkami pro červené, až infračervené světlo. Fotodioda slouží jako detektor intenzity světla. Podle postavení zdroje světla a fotodiody se snímá intenzita buď propuštěného světla (transmisně) či odraženého světla (reflexně) viz. Obrázek 4. [6]



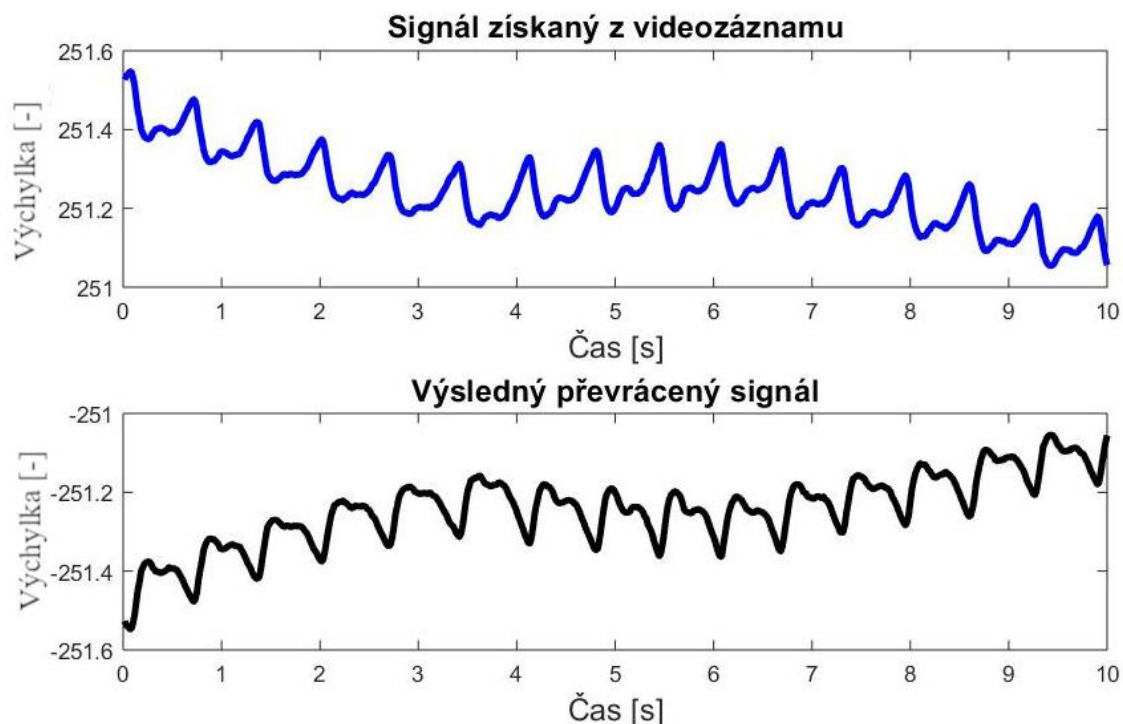
Obrázek 4: Možnosti snímání: vlevo transmisní a vpravo reflexní [8]

Světlo prosvití vyšetřovanou část pacienta (nejčastěji koneček prstu, ušní lalůček či zápěstí) a jak putuje přes pokožku, pulzující a nepulzující arteriální krev, krev v žilách a ostatní tkáň, je těmito vrstvami částečně absorbováno a částečně odraženo. Jelikož je světlo více absorbováno krví než ostatní tkání, lze pomocí PPG senzorů detekovat změny průtoku krve jako změny intenzity světla. PPG signál je tak úměrný množství krve protékající cévami. [6][9]

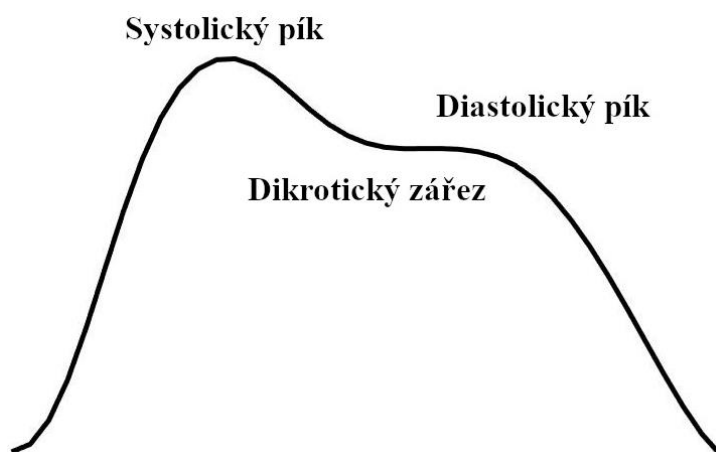


Obrázek 5: Pohlcení světla jednotlivými složkami [10]

Srdeční systoly rytmicky vhání okysličenou krev do těla tepnami a tepénkami a vzniká tlaková vlna. Cévy změnou tlaku mění svůj objem díky elasticitě svých stěn. Intenzita detekovaného světla se mění v závislosti na měnícím se objemu okysličené krve v tepnách pod senzorem. Při transmisním postavení osvětlení a detektoru je světlo pohlcováno pulzující arteriální krví, nepulzující arteriální krví, krví v žilách a ostatní tkání. Při systole tak dopadne na detektor méně světla a při diastole více. U konstrukce reflexního pletysmografu se uplatňují pravidla, že čím více krve se v tepně nachází, tím více světla je pohlceno a naopak, s menším obsahem krve v tepně se odrazí více světla zpět na detektor. Proto je třeba u obou typů konstrukcí pletysmografu ještě výsledný PPG signál převrátit, aby byl pro přehlednější interpretaci systolický pík nejvyšší (nejsvětlejší) bod vlny (Obrázek 6). Rostoucí část vlny v PPG signálu představuje systolickou fázi srdce a klesající úsek odpovídá diastolické fázi srdce a tlakové vlně odražené v periferním oběhu. V sestupné části se může nacházet dikrotický zářez, který odpovídá uzavření aortální chlopně. Objevuje se spíše na záznamu mladších jedinců, s věkem se vytrácí (Obrázek 7). [6] [9]



Obrázek 6: Převrácení PPG signálu



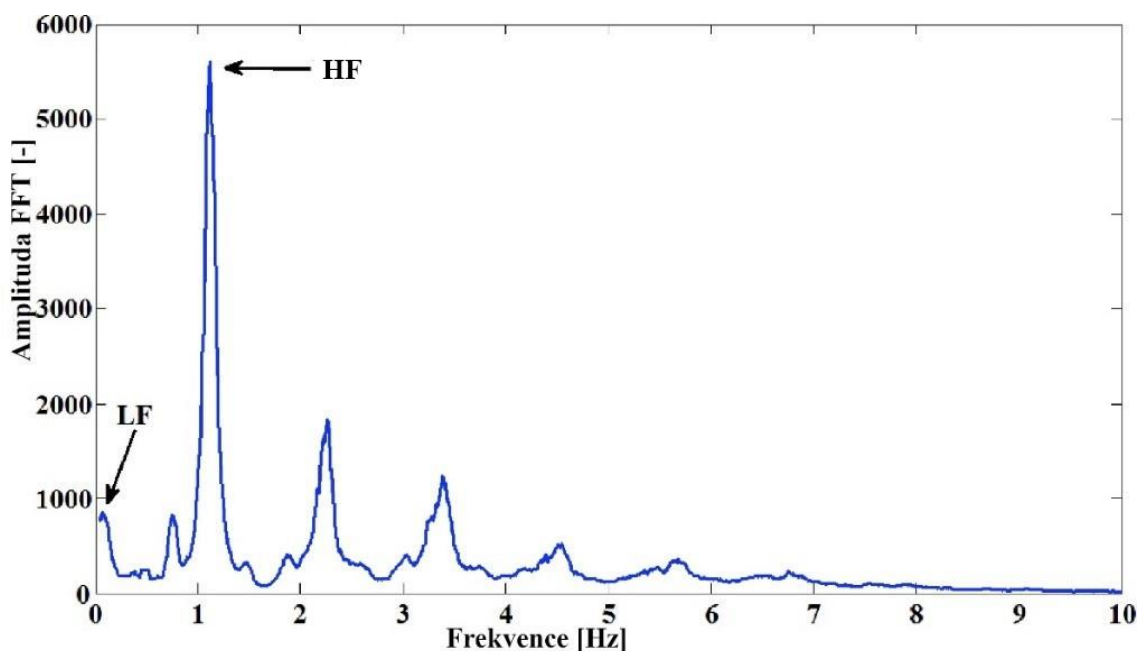
Obrázek 7: Výsledná pulzní vlna

Pletysmografií lze sledovat tepovou frekvenci, variabilitu srdečního rytmu, dechovou frekvenci, srdeční výdej, nasycení hemoglobinu kyslíkem, krevní tlak, stav cév a žil a detekovat různé patologie (např. fibrilace síní). [6] [9]

Výhodami této metody jsou snadná realizace, cenová dostupnost a komfortní neinvazivní měření pro pacienta. Velkou nevýhodou je však vysoká citlivost na pohyb, okolní světlo a útlum signálu v závislosti na odstínu kůže. [6] [9]

3.2.1 Spektrální charakteristika PPG signálu

V běžném spektru (Obrázek 8) se nacházejí dva významné píky: nízkofrekvenční (LF, z anglického Low frequency) do 0,5 Hz (nejčastěji kolem 0,1 Hz), který představuje aktivitu sympatického nervového systému, dýchání a termoregulace a vysokofrekvenční (HF, z anglického High frequency) v rozmezí 0,5 – 2 Hz, představující srdeční frekvenci. Nad 2 Hz jsou harmonické frekvence srdečního rytmu, které nemají klinický význam. [6]



Obrázek 8: Ukázka spektra PPG signálu získaného Fourierovou transformací [11]

3.2.2 Šum

Za statických podmínek při snímání PPG záznamu jsou klíčové body křivky jasně viditelné. Vzniklé artefakty v záznamu ztěžují analýzu signálu (Obrázek 8). Snížená kvalita signálu je také podpořena, pokud má pacient snížený průtok krve (často v důsledku aterosklerózy), kdy je malý rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem a pulzní vlna je slabá. Přítomnost artefaktů může signál poškodit natolik, že už nebude čitelný. [6] [10]

Pohybový artefakt může vzniknout mimovolně (záchvaty, chvění, pohyb během přepravy, kašel, hluboké dýchání, zívání) nebo vědomě (škrábání, mávání rukou, chůze, používání rukou například u jídla). [6] Výrazný artefakt je způsoben úplným oddělením měřené části těla od přístroje, který se dá rozpoznat razantní změnou intenzity pixelů.

Vliv na vznik šumu může mít i tlak snímané části těla na detektor, kdy se utlumí průtok krve cévami. Snímání PPG signálu je ovlivňováno i nadměrnou intenzitou okolního světla. To lze eliminovat snímáním v místnosti s tlumeným osvětlením, krytím přístroje a vyšetřované

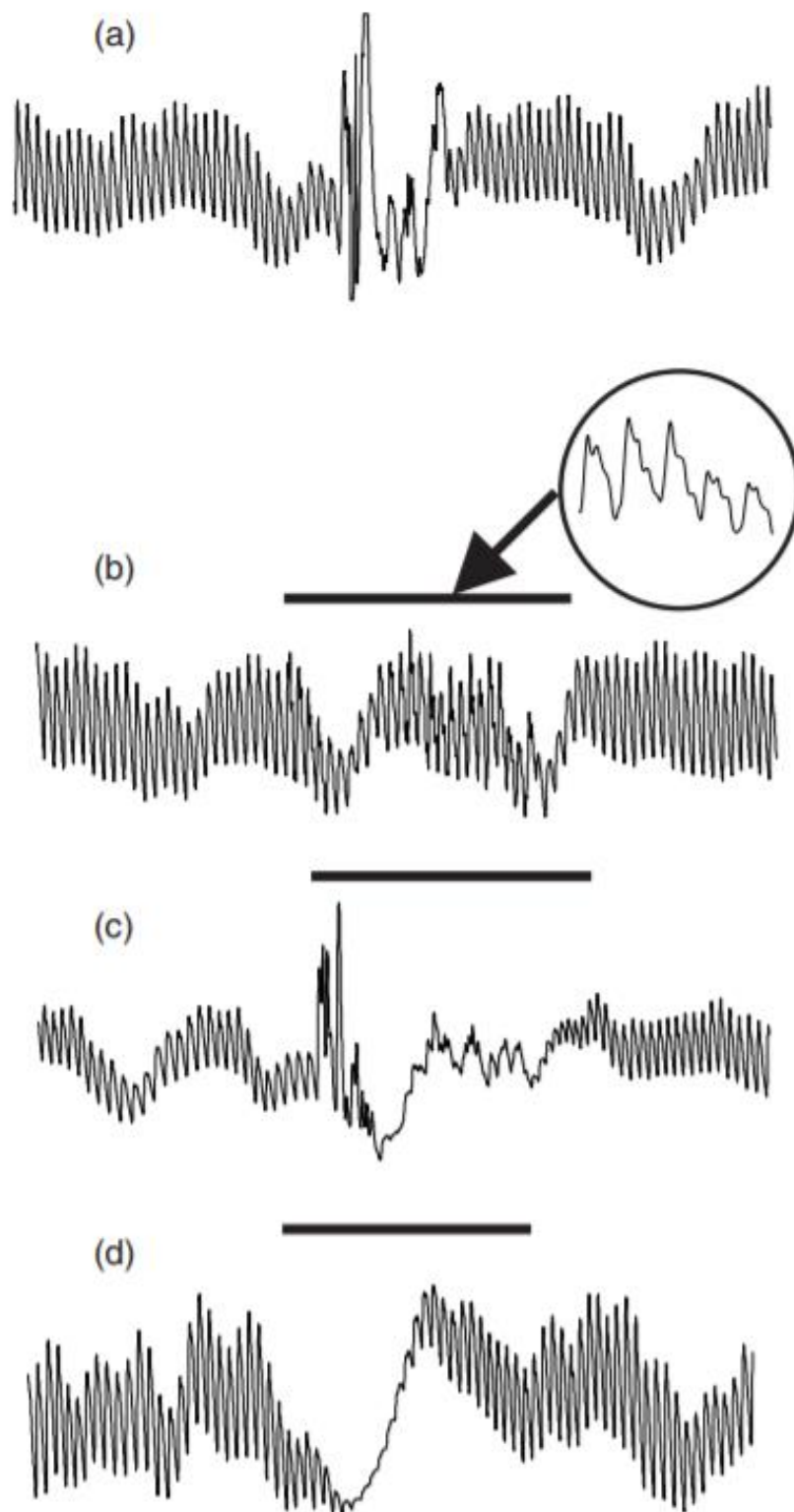
části a pořádným upevněním přístroje k vyšetřované části (ne však moc silným, aby nedošlo k oslabení průtoku krve). Intenzitu signálu může oslabit i tmavší tón pleti.

Jednou z možností, jak se vypořádat s šumem v PPG signálu je využití filtračních technik pro potlačení artefaktů v signálu. Tato technika uvažuje, že se šum vyskytuje v jiných frekvenčních oblastech než fyziologický signál a že lze šumovou složku oddělit a odstranit. Často se ale oblasti fyziologického signálu a šumu překrývají a může tak být odstraněna nebo potlačena podstatná část signálu. Další možností je zároveň snímat i pohyb akcelerometrem (přístroj, který snímá zrychlení sloužící k detekci orientace) a spojit jej s PPG signálem. Cílem je detekovat frekvenční oblast pohybu akcelerometrem a tyto frekvence využít pro filtraci pohybových artefaktů ze spektra PPG signálu. [12]

Liang, Y. et al. [13] se ve své práci pokusili nalézt optimální filtr pro filtraci krátkého PPG signálu. Na základě stanovení kvality vytvořili algoritmus, který porovnává 90 druhů filtrů různých řádů. Na začátku byly PPG signály odborníky rozděleny do tří skupin kvality (G1 – excelentní signál vhodný pro diagnostiku, G2 – použitelný signál pro výpočet tepové frekvence a G3 – nevyhovující signál). Algoritmus pak aplikoval na signál jeden z filtrů a vyhodnotil stupeň kvality signálu (G1, G2 nebo G3) statistickou metodou, kdy byla vypočítána hodnota šikmosti (blíže popsána v kapitole 4). Porovnáním zařazení signálu podle šikmosti se zařazením signálu dle anotátorů bylo zjištěno, jaký dopad mají různé filtry na vyhodnocení kvality signálu. Jako nejvíce vhodný byl určen Chebyshevův filtr II. typu a 4. řádu.

Elgendi, M. *et al.* [14] ve svém díle představují algoritmus pro detekci charakteristických bodů pulzních vln v PPG signálu měřeném po fyzické zátěži a na PPG signál aplikují Butterworthův filtr 2. řádu.

Identifikací artefaktů v signálu a jejich potlačením či odstraněním bude analýza spolehlivější.

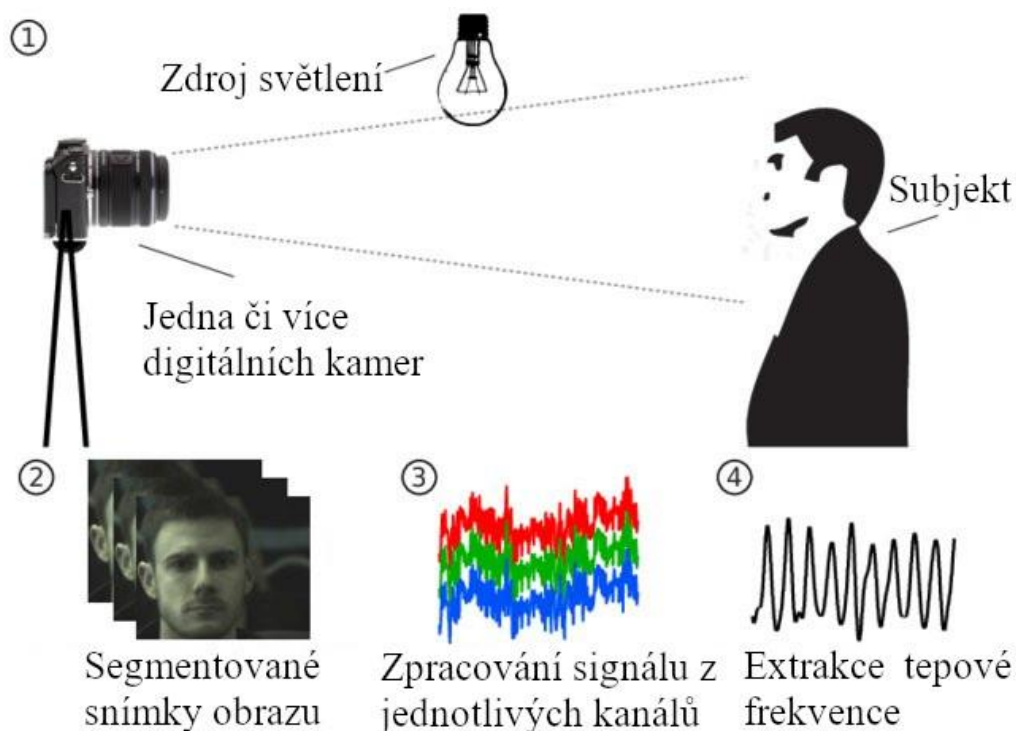


Obrázek 9: Ukázka artefaktů vytvořených během snímání PPG

3.2.3 Nové technologie pro měření PPG signálu

Jak již bylo zmíněno, fotopletysmografie je široce používaná neinvazivní optická metoda pro monitorování kardiovaskulárního systému. S vývojem nositelných monitorovacích zařízení jako jsou chytré náramky, hodinky, mobilní telefony a zdravotní náplasti se fotopletysmografické měření postupně dostává z nemocničního prostředí i do toho domácího. Prakticky každý si dnes může s využitím chytrého zařízení ve svém vlastnictví kontrolovat tepovou frekvenci a některé další parametry kardiovaskulárního systému. Na rozdíl od EKG či klasické PPG přináší tato zařízení větší uživatelský komfort, protože nevyžadují ani elektrody, ani spony na prsty.

Bezkontaktní obličejová fotopletysmografie pracuje na principu snímání nepatrných změn barvy kůže v důsledku změny objemu krve v tepnách a kapilárách. Kamera snímá slabé změny barvy kůže z různých částí obličeje, na základě kterých je odvozen PPG signál úměrný těmto změnám. Hlavními problémy této metody, se kterými se musí vypořádat, jsou velice slabý signál (hlavně u tmavších odstínů pleti a při slabé intenzitě osvětlení), vzdálenost snímané oblasti od kamery a pohybové artefakty. Tato metoda by se dala využít například u monitorování vitálních funkcí předčasně narozených dětí, protože kontaktní senzory mohou poškodit jejich kůži. [15]



Obrázek 10: Proces získání PPG signálu bezkontaktním snímáním [16]

Chytré telefony patří mezi nejběžnější každodenně používané přístroje, které mají jejich uživatelé stále u sebe. Díky jejich výpočetnímu výkonu, možnému bezdrátovému připojení a

přijatelnému uživatelskému rozhraní se dají využít v mnoha oblastech. Chytré telefony mohou být propojeny se senzory (např. tlakoměry, oxymetry, EKG snímači, váhou apod.) a informace z nich přijímat, zpracovávat, zobrazovat a vyhodnocovat a v případě naměřených patologických stavů automaticky zavolat záchrannou službu. Díky svému vybavení, jako je LED osvětlení, akcelerometr, mikrofon a kamera, mohou chytré telefony samy sloužit jako senzory. Kamera a LED osvětlení se dají využít pro snímání PPG signálu, bohužel je však tato metoda citlivá na pohyb a je vhodná spíše pro referenční účely, ne jako lékařské zařízení. Na objektiv kamery je přiložen prst a na videozáznam jsou snímány změny intenzity světla, které se odrazí zpět na objektiv. Pokud je osvětlení kolem vyšetřovaného slabé, nebo má signál nedostačující intenzitu, je vhodné prst prosvítit diodou umístěnou obvykle vedle kamery. Pro každý snímek je vypočítána průměrná hodnota intenzity pixelů červené, zelené a modré složky. Jelikož snímání PPG signálu chytrým telefonem neprobíhá pod dohledem odborníka, který by celý proces kontroloval a vyhodnocoval, závisí celková kvalita měření na samotném uživateli. Pokud chce uživatel kvalitní záznam a z něj validní výsledky, musí si dát pozor na správné přiložení prstu na objektiv, neoddělovat prst a nehýbat s ním po čas měření, nevyvíjet přílišný tlak prstu na objektiv a celkově se snažit moc nehýbat. Program by pak mohl tyto pohybové artefakty detekovat a nesprávně vyhodnocovat výsledky. [17]

S využitím LED osvětlení prstu se zvyšují hodnoty intenzity červené a zelené složky snímků. Intenzita červené složky má s osvětlením hodnoty kolem 255 v rozsahu od 0 až po 255, hodnoty intenzity zelené a modré složky se pohybují ve spodní polovině rozsahu. Bez LED osvětlení se hodnoty intenzity zelené a modré složky pohybují kolem 0 a hodnoty červené složky se liší v závislosti na používaném modelu chytrého telefonu a intenzitě okolního světla dopadajícího na prst. [17]

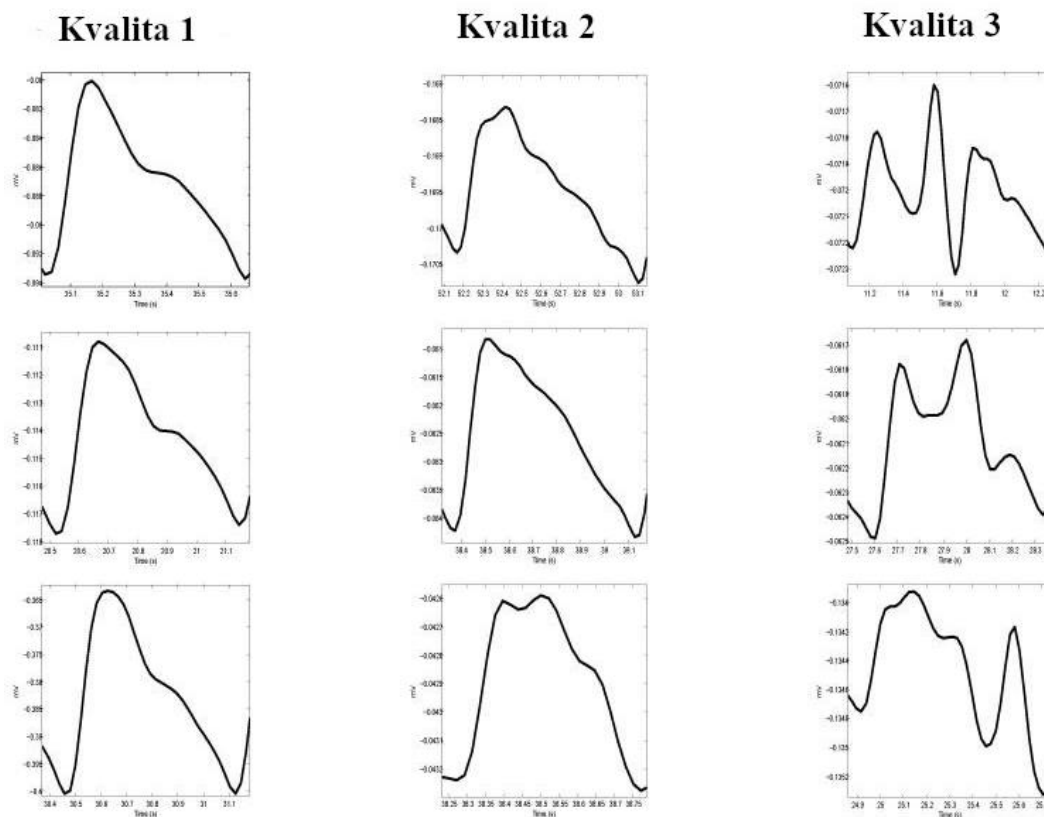
Ve určili, že minimální snímkovací frekvence pro pořízení dostatečně kvalitního videozáznamu, ze kterého by se dala určit tepová frekvence, je 15 Hz.

4 MOŽNOSTI STANOVENÍ KVALITY PPG SIGNÁLU

Christina Orphanidou [6], Mohamed Elgendi [18] a Nandakumar Selvaraj [19] ve svém díle popisují metody pro analýzu PPG signálu. Signál pak řadí a do skupin kvality 1, 2 a 3.

Do skupiny kvality 1, se řadí signály, ze kterých je možné zjistit informace o tvaru pulsní vlny. Takový signál by pak mohl být využit pro diagnostické účely. Do druhé skupiny kvality je signál zařazen, pokud je z něj možné odečíst tepovou frekvenci. Třetí skupina kvality pak zastupuje nepoužitelný signál postižený artefakty. Třídy kvalit mohou být jen dvě, které by odlišovaly špatný signál od dobrého, který je použitelný pro stanovení tepové frekvence.

Statistické a spektrální metody umožňují hodnotit signál bez detekce jednotlivých vln. Vyhodnocení vyplývá z vypočtených hodnot základními vzorci a následném porovnání s určenými prahovými hodnotami. Fyziologické parametry lze použít jako hranice intervalů, které vymezují určitou třídu kvality signálu. Pro tuto metodu je však nutné detekovat systolické píky pulsních vln. [6]



Obrázek 11: Rozdělení signálu do tří skupin kvality [18]

Statistické metody

Shannonova entropie (E_{SQI}) je považována za zlatý standard pro stanovení kvality signálu. Dává informaci o tom, jak moc se rozdělení pravděpodobnosti odchyluje od rovnoměrného rozdělení. Je to indikátor nestacionarity při přítomnosti šumu. Míru entropie vypočteme:

$$E_{SQI} = \sum_{i=1}^N x_i^2 \log_e(x_i^2) \quad 4.1$$

kde x_i je nezpracovaný PPG signál a N je délka signálu. [6] [18]

Perfuze (P_{SQI}) pracuje s poměrem pulzatilní a statické krve v periferní tkáni. Jde o rozdíl maximálního a minimálního množství světla absorbovaného krví, který jde popsat rovnicí:

$$P_{SQI} = [(y_{max} - y_{min})/|\bar{x}|] \cdot 100 \quad 4.2$$

kde \bar{x} je statistický průměr nezpracovaného PPG signálu a y je filtrovaný PPG signál. [18]

Šikmost (S_{SQI}) udává představu o symetrii/asymetrii signálu. Nulová šikmost značí rovnoměrné rozdělení po celé délce signálu. Kladná hodnota šikmosti ukazuje, že se v pravé části signálu nachází odlehlejší hodnoty a levá část má rovnoměrné rozdělení. U záporné hodnoty je to přesně naopak. Šikmost lze definovat rovnicí:

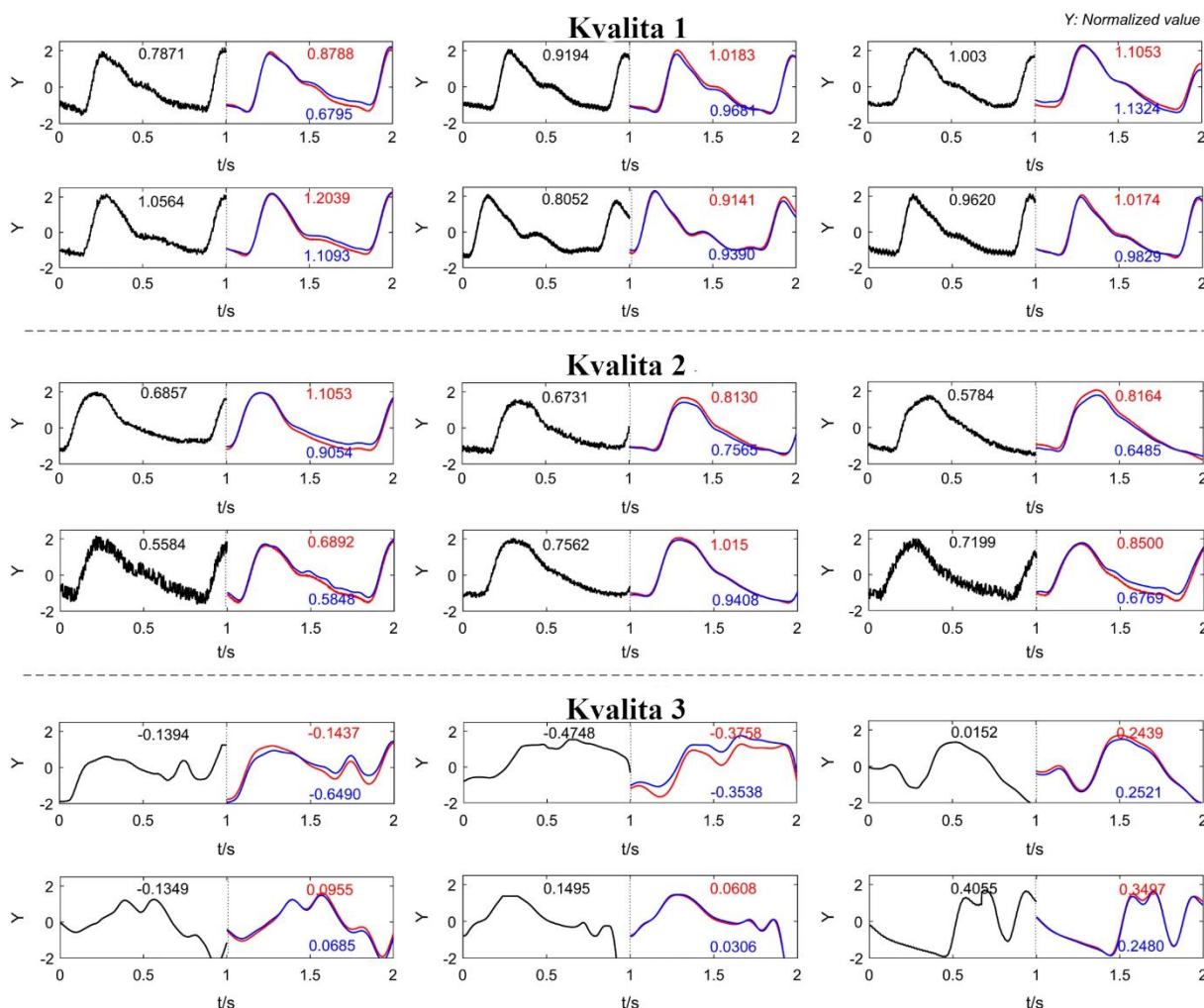
$$S_{SQI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x_i - \frac{\hat{\mu}}{\sigma}]^3 \quad 4.3$$

kde $\hat{\mu}$ a σ je střední a směrodatná odchylka signálu x_i a N je délka PPG signálu. [18] [19]

Špičatost (K_{SQI}) popisuje rozdělení dat okolo průměru. Při normálním rozdělení je špičatost rovna nule. Kladná hodnota značí, že většina hodnot leží blízko střední hodnoty. Záporná hodnota říká, že je rozdělení rovnoměrnější. Rovnice pro výpočet špičatosti:

$$K_{SQI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x_i - \frac{\hat{\mu}}{\sigma}]^4 \quad 4.4$$

kde $\hat{\mu}$ a σ je střední a směrodatná odchylka signálu x_i a N je délka PPG signálu. [18] [19]



Obrázek 12: Ukázka zařazení signálu do jedné ze tří skupin kvality. Černě je vykreslen nefiltrovaný PPG signál snímáný upraveným PPG přístrojem se snímkovací frekvencí 1 kHz z levého ukazováčku. Modře je vykreslen PPG signál po filtraci Butterworthovým filtrem 4. řádu a červeně je vyznačen PPG signál po filtraci Chebyshevovým filtrem II 4. řádu. Ve stejné barvě jsou k jednotlivým křivkám napsány i hodnoty šikmosti.

Porovnávání systolických píků nalezených dvěma různými algoritmy (M_{SQI}) stojí na myšlence, že různé algoritmy pro detekci systolických píků jsou různě citlivé na přítomný šum v signálu. V tomto případě byly použity dva známé algoritmy pro detekci systolických píků. První (Bingův) algoritmus [20] je založen na první derivaci signálu s adaptivním prahováním a druhý (Billauerův) algoritmus [21] pracuje s lokálními maximy a minimy. Oba tyto algoritmy

Ize snadno implementovat a každý z nich přistupuje k detekci píků jiným způsobem. Shody výstupů algoritmů jsou definovány:

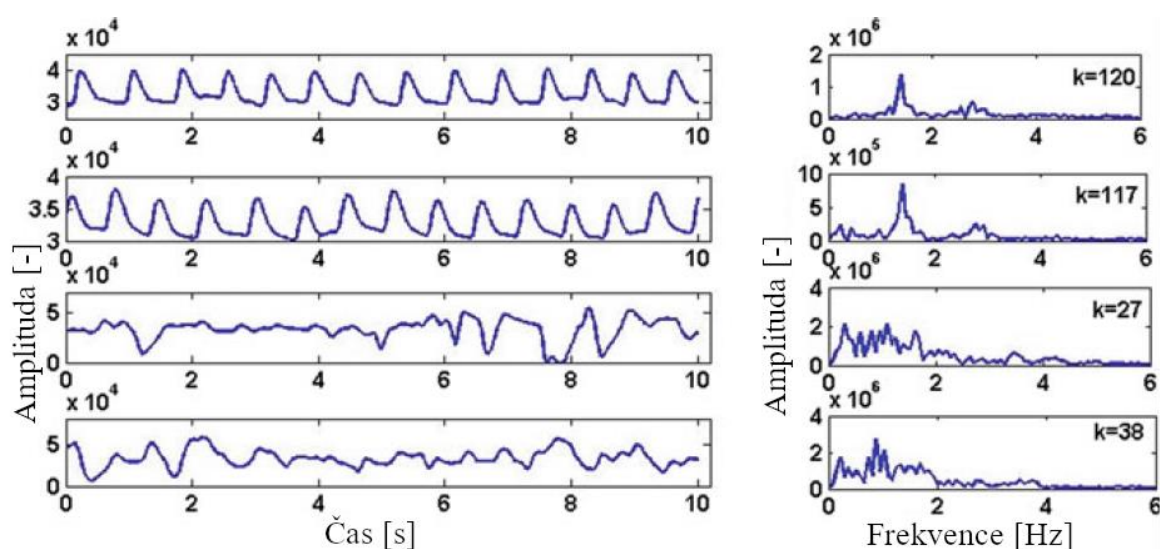
$$M_{SQI} = (S_{Bing} \cap S_{Billauer}) / S_{Bing} \quad 4.5$$

kde S_{Bing} jsou systolické píky detekované Bingovým algoritmem a $S_{Billauer}$ jsou systolické píky detekované Billauerovým algoritmem. [18]

Mohamed Elgendi [18] vyhodnotil, že šikmost (S_{SQI}) PPG signálu je nejlepší indikátor pro třídění signálu do skupin kvality a je vhodné použít menší okno (do 5 s), ve kterém bude S_{SQI} počítáno. Naopak hodnoty entropie (E_{SQI}) PPG signálu nebyly pro rozlišení kvality nijak signifikantní. Pokud jsou u statistických metod správně nastaveny prahy (viz obrázek 11), může být PPG signál na základě jejich koeficientů rozdělen do všech tří skupin kvality.

Spektrální metody

Signál obsahující artefakty bude mít ve Fourierově spektru další frekvenční složky souvisejícími s artefakty, které změni celkový tvar rozložení. Již zmíněná špičatost se tedy dá využít při hodnocení kvality PPG signálu. Od spektra čistého signálu je očekáván ostrý vrchol, jelikož jeho spektrum bude mít hlavní píky LF a HF a málo dalších frekvenčních složek. Na základě této metody se dají vymezit intervaly hodnot špičatosti, které by reprezentovaly skupiny kvality [6]



Obrázek 13: V levém sloupci je PPG signál s určitými úrovněmi zkreslení. V pravém sloupci jsou Fourierova spektra signálu s hodnotami špičatosti. Čím více je signál postižen artefakty, tím více frekvencí je v jeho spektru zastoupeno a a hodnota špičatosti stoupá [7]

Fyziologické parametry

Pokud jsou v PPG signálu detekovány systolické píky, může být použito rozhodovací pravidlo, které zařadí signál do skupiny kvality 1 nebo 2. Pokud budou zjištěné parametry spadat do níže zmíněných intervalů, bude možné odečíst ze systolických píků tepovou frekvenci.

- Limitace tepové frekvence: i s extrémními případy se pohybuje mezi 40-300 tep/min (0,67 Hz – 5 Hz). Jakákoliv tepová frekvence mimo tenhle interval je považována za nefyziologickou.
 - Maximální P-P interval (kde P je systolický pík a P-P interval mezi dvěma po sobě jdoucími píky a je ekvivalentní k R-R intervalu EKG): podle nejnižší tepové frekvence by měl trvat $60/40 = 1,5$ s. Při prominutí jednoho nedetekovaného píku dvojnásobek, tedy 3 s.
 - Maximální P-P interval/minimální P-P interval: za normálních podmínek se variabilita srdečního tepu v čase mění pouze ve fyziologických limitách. V krátkém segmentu PPG signálu (10 s) by poměr maximální a minimální délky P-P neměl přesáhnout 1,1. Opět s přihlédnutím na jednu vynechanou detekci zvýšíme hranici na polovinu, tedy 2,2 s.
- [6]

5 MOŽNOSTI ANALÝZY PPG SIGNÁLU

Když už je signál zařazen do některé třídy kvality, je třeba se ujistit o jeho správném zařazení. V této kapitole jsou představeny některé metody pro analýzu PPG signálu. Metody jsou rozděleny do dvou skupin podle toho, zda je k analýze třeba referenčního signálu (např. EKG nebo PPG z jiných přístrojů nebo jiných částí těla snímaného člověka), který byl pořízen simultánně s PPG signálem, nebo jestli stačí znát morfologii vln.

5.1 Analýza s využitím reference

Báhnalmi *et al.* [22] jsou k analýze využity postupy k vyhodnocování variability srdečního rytmu (HRV, z anglického Heart rate variability), která udává informace o aktivitě autonomního nervového systému. Ke snímání PPG signálu byl použit iPhone 6 se vzorkovací frekvencí 240 Hz (slow motion mód) a referenční EKG signál byl pořízen přístrojem Cardiax PC-ECG se vzorkovací frekvencí 500 Hz. Oba signály byly filtrovány Butterworthovým filtrem druhého řádu typu dolní propusti s mezní frekvencí 80 Hz a horní propusti s mezní frekvencí 1 Hz. Dále proběhla synchronizace obou signálů, kdy bylo několik částí signálů zkoumáno a párováno, protože některé z nich mohly být poškozeny artefakty. Nakonec byla stanovena adekvátní hodnota posunu mezi nimi. V signálech byly detekovány referenční body: v EKG R vlny a u PPG systolické píky.

Analýza v časové oblasti

K analýze v časové oblasti byly vypočítány hodnoty NN (u EKG) a PP (u PPG) intervalů a využity následující vzorce, jejichž definice a veličiny jsou zapsány v tabulce 1 [22] [23]

Zkratka	Definice	Jednotka
NN	hodnota intervalu mezi dvěma píky	[ms]
\bar{P}	okamžitá hodnota tepové frekvence	[tepů/min]
DNN	diference mezi NN intervaly	[ms]
\overline{NN}	průměr všech NN intervalů	[ms]
SDNN	standardní odchylka všech NN intervalů	[ms]
rMSSD	odmocnina průměrů kvadrátů diferencí sousedních NN	[ms]
pNN50	množství sousedních intervalů s lišících se o více než 50 ms	[%]

Tabulka 1

$$\overline{NN} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N NN_i \tag{5.1}$$

$$\bar{P} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_i \tag{5.2}$$

$$rMSSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N DNN_i^2} \tag{5.3}$$

$$pNN50 = P(|DNN_i| > 50 \text{ ms}) \tag{5.4}$$

Analýza ve frekvenční oblasti

Ve vzorcích pro výpočet parametrů ve spektrální oblasti se vyskytuje funkce $f(\theta)$, která představuje výkonové spektrum NN tachogramu signálu. VLF zkratka znamená výkon ve velmi nízkém frekvenčním pásmu, LF představuje výkon v nízkofrekvenčním pásmu a HF znamená výkon ve vysokofrekvenčním rozsahu. [22] [23]

$$VLF = \int_{0,003 \text{ Hz}}^{0,04 \text{ Hz}} f(\theta) d\theta \quad 5.5$$

$$LF = \int_{0,04 \text{ Hz}}^{0,15 \text{ Hz}} f(\theta) d\theta \quad 5.6$$

$$HF = \int_{0,15 \text{ Hz}}^{0,4 \text{ Hz}} f(\theta) d\theta \quad 5.7$$

Vyhodnocení podobnosti porovnávacími metodami

Jednou z možných metod pro porovnání hodnot vypočítaných předešlými vzorci pro EKG a PPG signál je Pearsonův korelační koeficient (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**).

$$PK = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N ((x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2)}} \quad 5.8$$

Korelační koeficient může nabývat hodnot od -1 do 1. Interpretace hodnot korelačního koeficientu [24], [24]:

Korelační koeficient	Míra korelace
0,90 do 1 (-0,90 do -1)	Velmi vysoká
0,70 do 0,90 (-0,70 do -0,90)	Vysoká
0,50 do 0,70 (-0,50 do -0,70)	Střední
0,30 do 0,50 (-0,30 do -0,50)	Nízká
0 d 0,30 (0 do -0,30)	Zanedbatelná

Tabulka 2

Jelikož korelace nemusí být vždy spolehlivá, byla zavedena sofistikovanější metoda pro porovnání dvou signálů, která se nazývá Bland-Altmanova analýza. Vzorce a veličiny pro výpočet

Bias	průměrný posun hodnot y vztahujících se k referenčním hodnotám
SD	směrodatná odchylka posunů
AL	interval, v němž leží většina posunů
BAR	Bland-Altmanův poměr udává podobnost dvou signálů

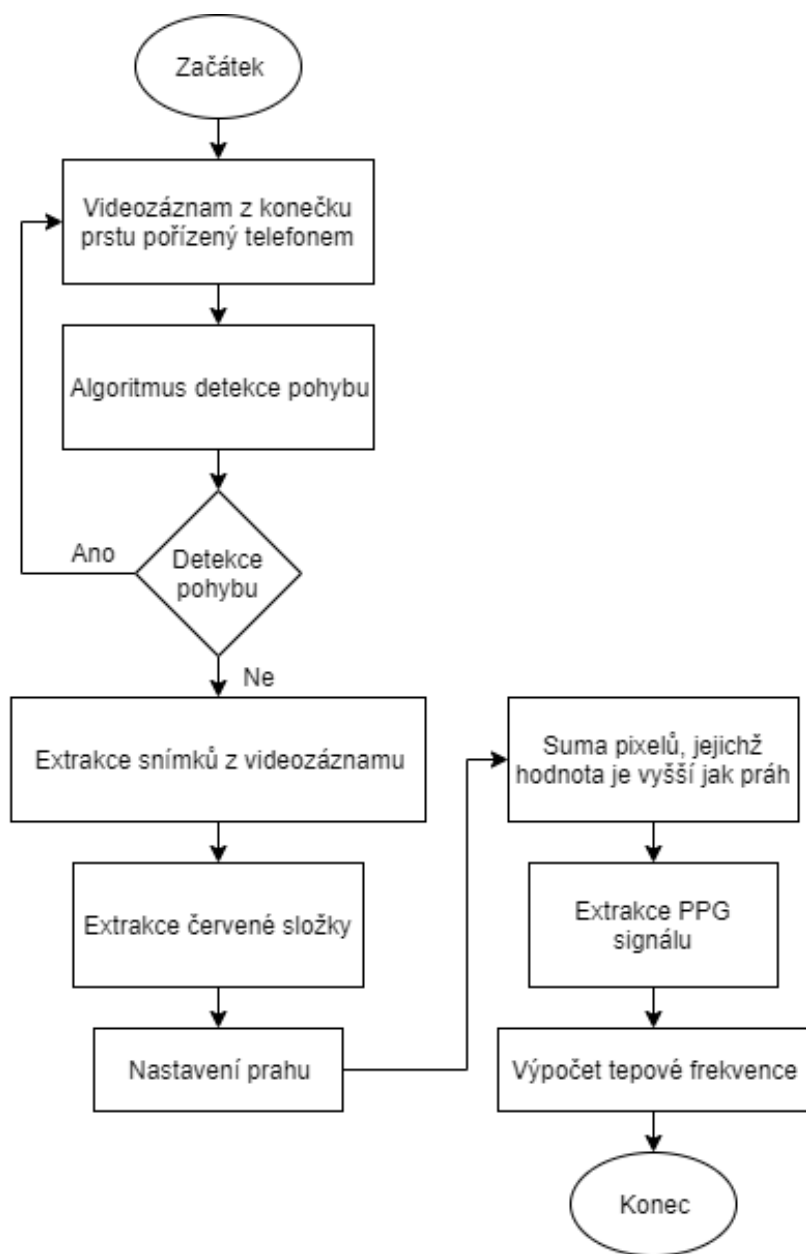
Tabulka 3

$BAR \leq 10\%$ značí velkou podobnost, $10\% < BAR \leq 20\%$ je střední podoba a $BAR > 20\%$ je mizivá podobnost signálů. [22]

$Bias = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - x_i)$	(1)
$SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (y_i - x_i - Bias)^2}$	(2)
$AL = Bias \pm 1,96 SD$	(3)
$BAR = \frac{1,96 SD}{AL}$	(4)

Rovnice 2

Siddiqui et al.[25] ve své práci popisuje detailní postup navržení algoritmu (Obrázek 14) pro extrakci PPG signálu snímaného kamerou chytrého telefonu (1080 p, HD) se zapnutým LED osvětlením z konečku prstu pacienta a následnou analýzu tohoto signálu na základě tepové frekvence.

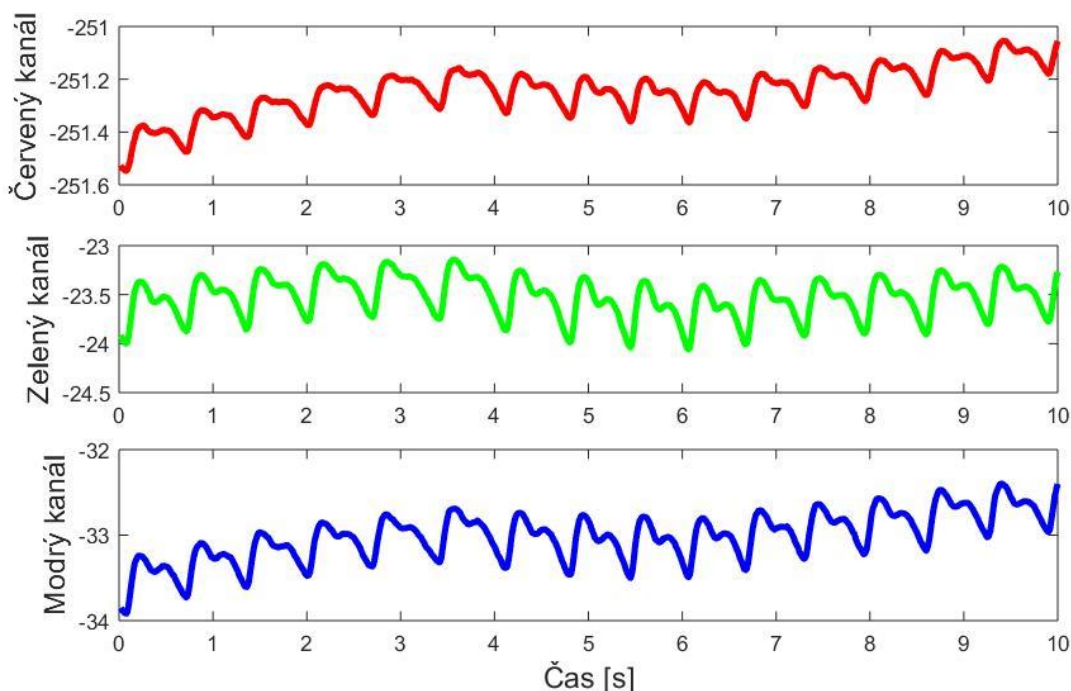


Obrázek 14: Navržený algoritmus [25]

Na začátku algoritmus detekuje pohyb prstu, který by mohl ovlivnit výsledky celého měření. Snímání videa se restartuje, pokud algoritmus detekuje předem definovanou míru pohybu. Nahrané video bez pohybových artefaktů je zpracováváno v Matlabu. Z videa jsou extrahovány snímky z červeného, zeleného a modrého kanálu. Dále se pro každý snímek

vypočítá práh a sečtou se pixely, jejichž hodnota tento práh překročí. PPG signál je vyobrazený jako suma pixelů, které překročily práh, na určitý snímek.[25]

Pokud je práh stanoven příliš nízko, na výstupu bude pouze horizontální čára. Práh přesahující určitou úroveň poskytuje správný průběh PPG s hlavními extrémy. Nad tuto úroveň je změnou prahu ovlivněna pouze hodnota extrémů. Bez ztrát užitečných informací byl práh v tomto systému empiricky stanoven na 99 % rozsahu intenzity pixelů a počítá se pro každý snímek zvlášť.[25]



Obrázek 15: Ukázka PPG signálu snímaného z červeného, zeleného a modrého kanálu

Pro určení barevného kanálu, který bude nejvhodnější pro stanovení tepové frekvence, se ze všech tří kanálů sestrojila křivka na základě předchozích výpočtů. Z křivek PPG signálu z barevných kanálů bylo určeno, že jasný signál, který nejlépe zobrazuje změnu krevního objemu během srdečních cyklů, je červený kanál, proto je dále pracováno jen s ním. [25]

Počet snímků pořízených za jeden srdeční cyklus se vypočítá jako počet snímků mezi dvěma po sobě jdoucími minimy (snímek/cyklus). Snímkovací frekvence je počet snímků, které pořídí telefon za sekundu (snímek/sekunda). Tepová frekvence se odhaduje výpočtem na počet cyklů za minutu. [25]

$\text{Tepová frekvence} = \left(\frac{\text{Snímkovací frekvence}}{\text{Délka jednoho cyklu}} \right) \times 60$	(5)
---	-----

Vyhodnocení analýzy navrhovaného algoritmu pro odhad tepové frekvence na základě PPG z červeného kanálu je porovnání tepové frekvence se skutečnou - referenční tepovou frekvencí. Maximální zjištěná chyba byla 3 tepy za minutu. Experiment byl opakován asi 200krát a průměrná procentuální přesnost a průměrná procentuální chyba byly vypočteny na 98,02 % a 1,98 %. [25]

$\%chyba = \frac{ referenční\ hodnota - vypočtená\ hodnota }{referenční\ hodnota} \times 100$	(6)
$\%přesnost = 100 - \%chyba$	(7)

5.2 Analýza bez využití reference

Morfologické limitace pulsní vlny

Pro tuto analýzu je třeba detekovat určité body pulsní vlny jako jsou systolický a diastolický pík a dikrotický zářez (pokud je přítomen). Tyto body dávají bližší informace o povaze jednotlivých vln a na jejich základě je možné hodnotit nejkvalitnější signál, který je určen pro diagnostické účely. [6]

- Délka systoly (od počátku vlny po systolický pík): měla by být v rozmezí 0,08 – 0,49 s
- Systolická fáze/diastolická fáze: poměr mezi těmito časy by neměl překročit hodnotu 1,1
- Počet diastolických píků: v jedné vlně by měly být maximálně dva diastolické píky
- Délka pulsní vlny: měla by být v rozmezí 0,28 – 2,4 s
- Vztah mezi systolickou amplitudou, amplitudou dikrotického zářezu (pokud je přítomen) a diastolickou amplitudou: pro odstranění tvarově neodpovídajících vln

Porovnávací metody

Podobnost PPG signálu se šablonou vyjádřena Pearsonovým korelačním koeficientem
nejprve vytvoří šablonu průměrováním všech pulzních vln nacházejících se v analyzovaném segmentu signálu. Každá pulzní vlna je pak porovnána s šablonou a jejich podobnost se číselně vyjádří vypočítaným Pearsonovým korelačním koeficientem. Pro rozdělení signálu na segmenty jednotlivých pulzních vln je délka každé vlny vypočítána jako medián P-P (peak to peak) intervalů a je centrována kolem každého systolického píku. Pro obdržení jediné hodnoty, která by definovala kvalitu signálu je vypočítán průměr Pearsonových korelačních koeficientů

každé pulzní vlny. Pokud je zprůměrovaná hodnota vyšší jak 0,86, signál se považuje za akceptovatelný. [6]

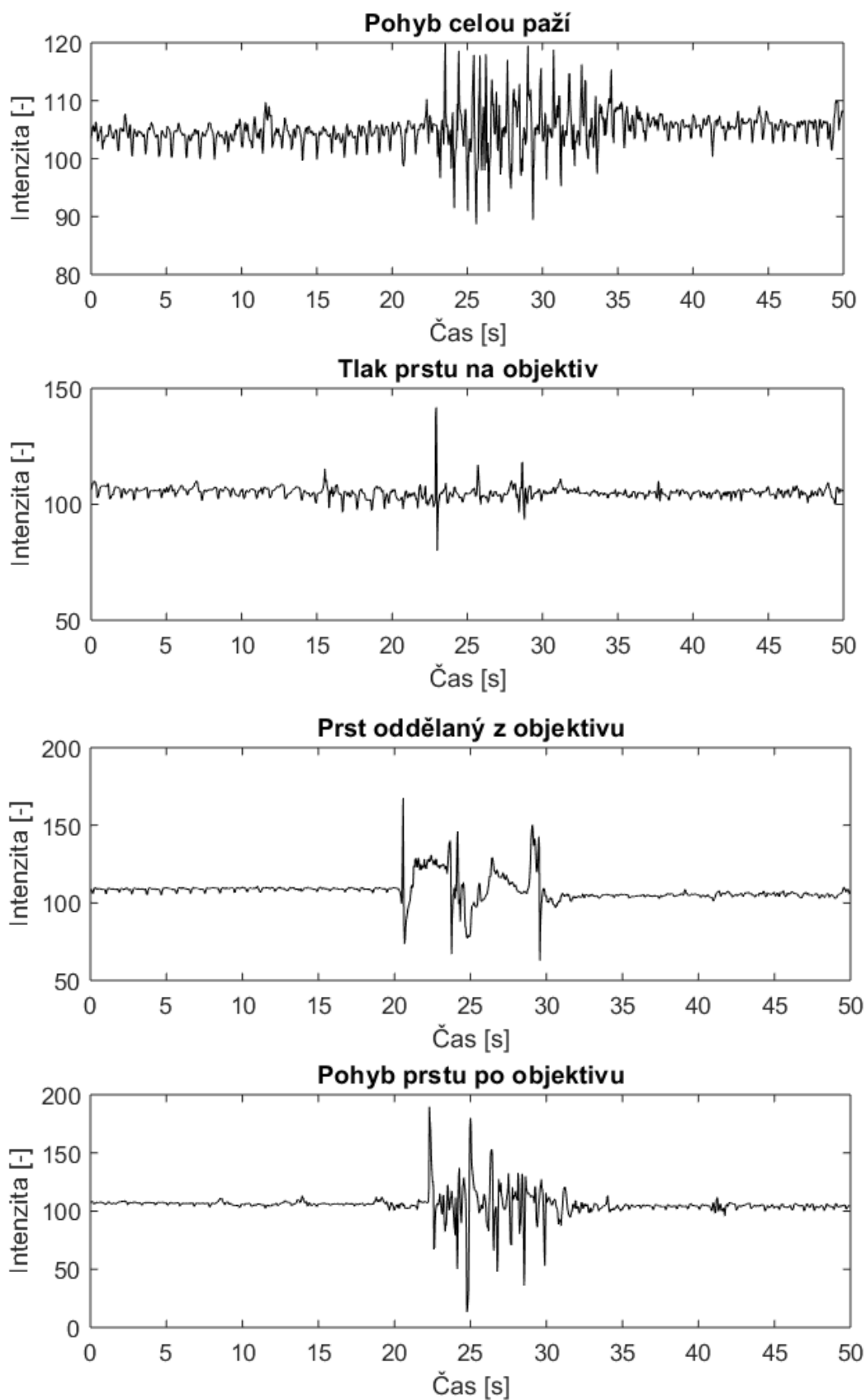
6 PRAKTICKÁ ČÁST

Obsahem praktické části bylo na dobrovolných účastnících pořídit videozáznamy z konečků prstů jejich ruky a zároveň snímat i elektrickou aktivitu srdce EKG přístrojem, jehož záznam byl použit jako reference. Z videozáznamů byly extrahovány PPG signály a v EKG záznamu byl určen interval časově odpovídající době snímání. Dalším krokem bylo sestavení algoritmu pro odhad kvality PPG signálů, který je rozdělí do jedné ze tří tříd kvality. Závěrem byla vyhodnocena přesnost navrženého algoritmu na základě analýzy signálů.

6.1 Snímání dat

Snímání dat bylo provedeno na osmi zdravých dobrovolnících (4 ženy a 4 muži) s věkovým rozsahem 18 až 70 let. Dobrovolníci byli seznámeni s účelem a průběhem snímání a podepsali informovaný souhlas schválený etickou komisí UBMI, FEKT, VUT (EK 05/2018). V souladu s informovaným souhlasem nejsou naměřená data veřejně dostupná. Jsou však uložena na UBMI. Měření probíhalo v domácím prostředí a nikdo ze zúčastněných nebyl nemocný, unavený nebo ve stresu.

Před snímáním byl na dobrovolník a připojen EKG přístroj. Poté si vzal do ruky chytrý telefon, na jehož objektiv přiložil ukazováček. Nejprve se spustilo snímání EKG a později bylo zapnuto nahrávání videozáznamu se zapnutou LED. Snímání trvalo v nejméně 10 sekund a nejdéle 5 minut. Poté bylo na chytrém telefonu vypnuto nahrávání videozáznamu a ve stejnou chvíli bylo na snímači EKG stisknuto tlačítko, které do záznamu vytvořilo značku pro pozdější synchronizaci obou získaných signálů. Během snímání dobrovolníci do záznamu vytvářeli různé typy artefaktů (např. pohyb paží, oddělení prstu z objektivu, chůze) a také se měřil záznam před fyzickou námahou a po ní (30 dřepů). Několik signálů je i bez artefaktů – „čisté“ záznamy. Na obrázku je nezpracovaný PPG signál extrahovaný z červeného kanálu videozáznamu pořízeného iPhonem XS (snímkovací frekvence 30 Hz). Ze signálu jsou vybrané segmenty postiženy artefakty.

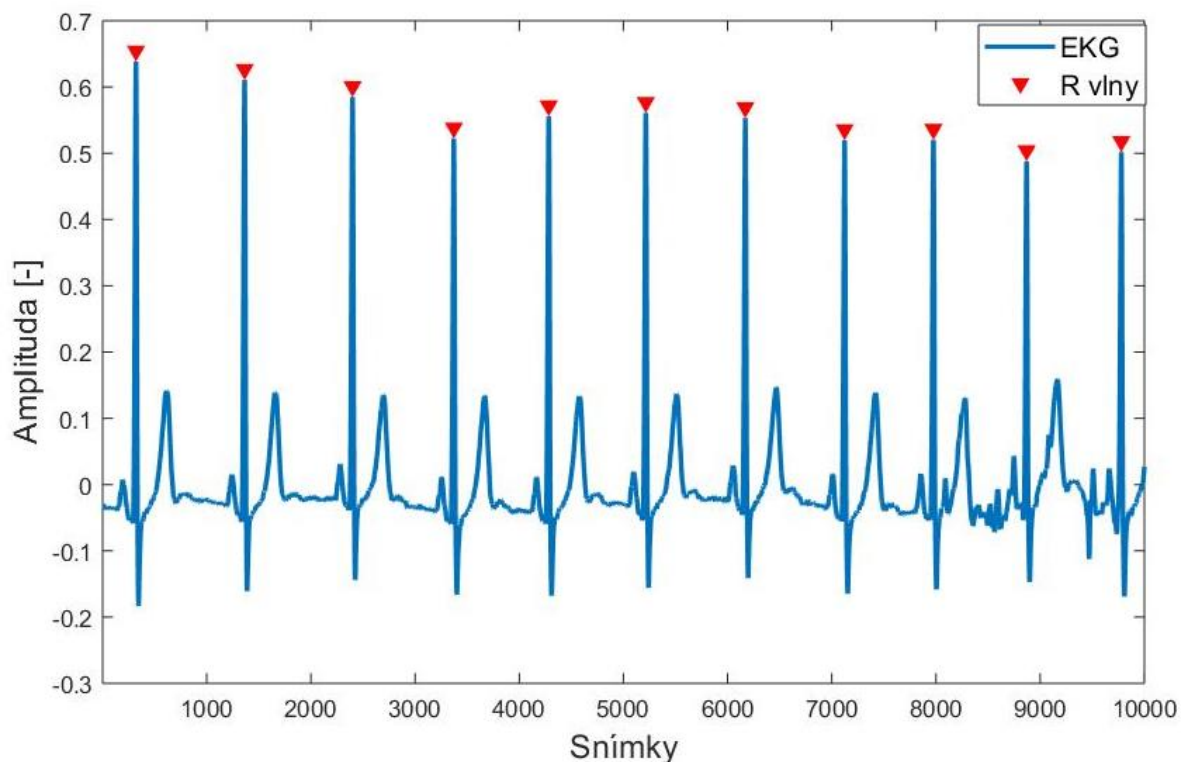


Obrázek 9: Nezpracovaný PPG signál pořízený iPhonem XS se snímkovací frekvencí 30 Hz v místech, kde byly vytvořeny artefakty.

Ke snímání referenčního signálu byl použit přístroj Faros 360TM se snímkovací frekvencí 1000 Hz, který ukládá nasnímaná data ve formátu EDF. Pro snímání PPG signálu byly použity chytré telefony Huawei P20 Pro (snímkovací frekvence 30 Hz a 60 Hz), iPhone XS (snímkovací frekvence 30 Hz a 240 Hz) a Honor 8X (snímkovací frekvence 30 Hz). Videozáznamy jsou ve formátu mp4 nebo MOV. Na chytrých telefonech byla u všech měření rozsvícená zabudovaná LED a bylo použito základní nastavení pro nahrávání videí bez manuálního zaostřování a bez filtrů. Data byla zpracována v prostředí Matlab R2017b. V tomto prostředí byl také vytvořen algoritmus pro stanovení kvality a analýzu PPG signálů.

6.2 Zpracování naměřených dat

Videozáznamy byly načteny do Matlabu a v každém z nich byla pro jednotlivé snímky vypočítána průměrná hodnota intenzity pixelů zvlášť pro červený, zelený a modrý kanál. Z těchto průměrných hodnot byl sestaven PPG signál. Dále byly načteny i EDF soubory z Farosu 360TM obsahující EKG záznamy. V těchto záznamech byla nalezena časová značka, která odpovídala konci snímání. Od této značky byla odečtena délka videozáznamu pro stanovení počátečního bodu. Interval EKG signálu odpovídající době snímání byl vyňat a synchronizován s PPG signálem. Jelikož synchronizace snímání spočívala jen ve snaze stlačení tlačítek chytrého telefonu a Farosu 360TM ve stejný okamžik, bylo ještě zapotřebí manuálně posunout EKG signál tak, aby R vlny odpovídaly systolickým píkům. Delší signály byly segmentovány na úseky délky 10 – 120 sekund pro snadnější synchronizaci. Dohromady tak vzniklo 45 vzorků. EKG signál byl filtrován Butterworthovým filtrem 1. řádu typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,5 Hz a 40 Hz. Následně byly pomocí funkce findpeaks detekovány R vlny viz obr.



Obrázek 16: Ukázka desetisekundového EKG záznamu pořízeného přístrojem Faros 360TM s detekovanými R vlnami pomocí funkce findpeaks

Do vektoru znacky byly zapsány pozice R vln a do nulového vektoru pole_znacek o délce PPG signálu byly zapsány hodnoty 1 na pozicích R vln. Do buňky s názvem snimani byla uložena snímkovací frekvence chytrého telefonu, PPG signál z červeného, zeleného a modrého kanálu, vektory znacky a pole_znacek, EKG signál a informace, na jaký telefon se PPG signál zaznamenával a jaké artefakty se v něm vyskytují. Viz obr

`snimani =`

8×2 [cell](#) array

<code>{ 'snimkovaciFrekvence' }</code>	<code>{ [30] }</code>
<code>{ 'C' }</code>	<code>{ 1×598 double }</code>
<code>{ 'Z' }</code>	<code>{ 1×598 double }</code>
<code>{ 'M' }</code>	<code>{ 1×598 double }</code>
<code>{ 'znacky' }</code>	<code>{ 1×21 double }</code>
<code>{ 'pole_znacek' }</code>	<code>{ 1×598 double }</code>
<code>{ 'ekg' }</code>	<code>{ 1×19701 double }</code>
<code>{ 'info' }</code>	<code>{ 'Honor 8X, pohyb paží ...' }</code>

Obrázek 17

6.3 Algoritmus pro stanovení kvality a analýzu PPG signálu

V hlavním skriptu je načtena buňka snimani, ze které jsou načteny následující položky: PPG signál z červeného, zeleného a modrého kanálu, snímkovácí frekvence a vektor pole_znacek. Skript obsahuje čtyři funkce:

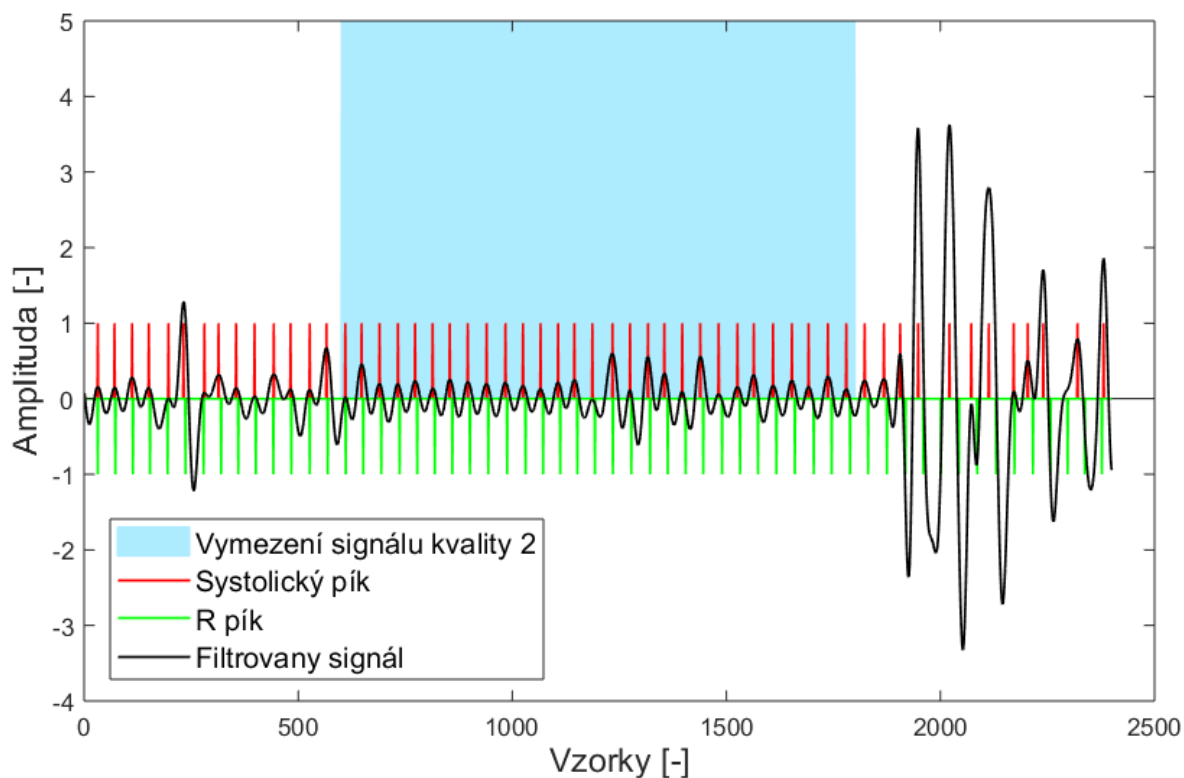
- `filtrace_PPG_signalu` – do funkce vstupují PPG signál a snímkovácí frekvence. Výstupem je PPG signál filtrován Butterworthovým filtrem 4. řádu typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,5 Hz a 2 Hz.
- `urceni_1_2_kvality` – vymezení úseků, ve kterých je PPG signál zařazen do třídy kvality 1, 2
- `body_v_PPG_signalu` – detekuje systolické píky a začátky a konce pulzních vln
- `overeni_1_kvality` – analyzuje signál a vymezení úseků třídy kvality 1
- `overeni_2_kvality` – analyzuje signál a vymezení úseků třídy kvality 2

Pro sestavení a úpravu hodnot a funkcí algoritmu byly použity čtyři pětiminutové záznamy od čtyř různých dobrovolníků.

6.3.1 Stanovení kvality PPG signálu

Pro stanovení kvality PPG signálu jsou využity statistické metody () s adaptivním prahováním. Filtrovaný signál (výstup funkce `filtrace_PPG_signalu`) a snímkovácí frekvence vstupují do funkce `urceni_1_2_kvality`, která obsahuje vzorce pro výpočet perfuze a šikmosti a rozhodovací pravidla pro zařazení signálu do skupiny kvality 1 a 2. Funkce vytvoří dva vektory s názvem `hranice1K` a `hranice2K` o délce PPG signálu, které vymezují úseky signálu, které spadají do jedné z kvalit

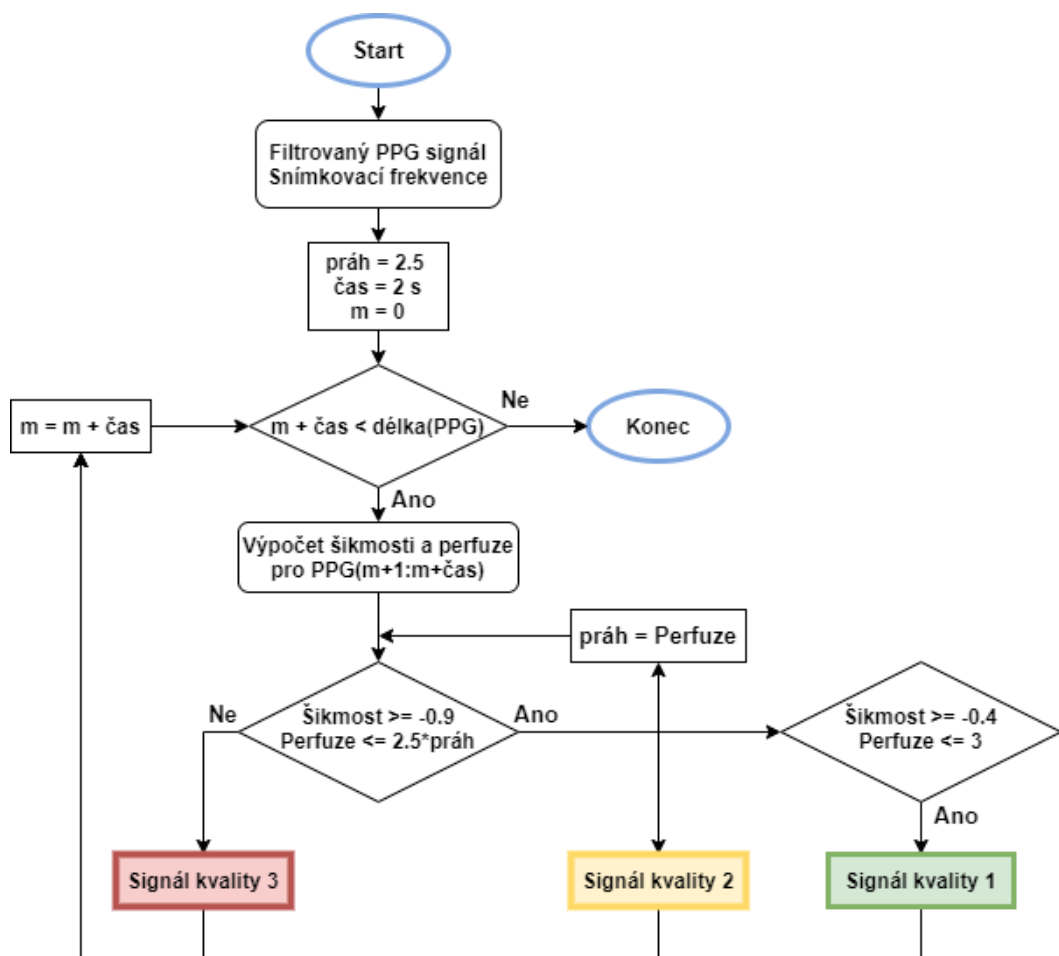
Pomocí while cyklu jsou postupně vybírány úseky signálu o délce 2 s, pro které jsou vypočítány koeficienty šikmosti a perfuze (rovnice). Úsek signálu je zařazen do třídy druhé kvality, pokud je jeho šikmost větší nebo rovna hodnotě -0,9 a perfuze menší nebo rovna prahu vynásobenému hodnotou 2,5. Hodnota prahu se pak přepíše na hodnotu perfuze (na začátku cyklu je práh roven 2,5). Do vektoru `hranice2K` je na pozici odpovídající druhé kvalitě vepsána hodnota 5, v opačném případě je zapsána nula (tyto hodnoty byly vybrány pro dobrý přehled při vizualizaci výsledků).



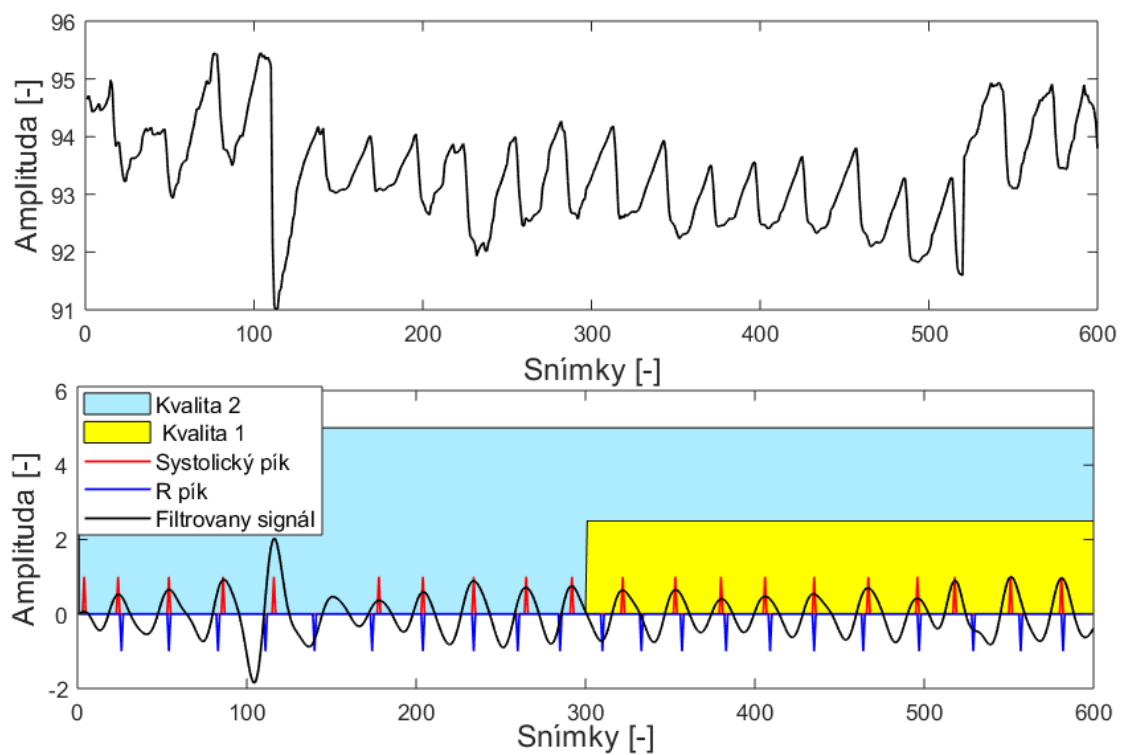
Obrázek 18: PPG signál, v němž je modře vyznačena hranice pro úsek kvality 2

Pro vymezení signálu první kvality je podmínka upravena, tak, aby šikmost byla větší nebo rovna $-0,4$ a perfuze nepřesáhla hodnotu 3, zároveň také musí být splněny podmínky pro kvalitu 2. Pokud úsek signálu obě tyto podmínky splňuje, zapíše se do vektoru hranice1K hodnota 5 na právě vybraný interval (v opačném případě je zapsána nula).

Po ukončení cyklu pro stanovení kvality jsou hranice1K a hranice2K rozděleny do úseků dlouhých deset sekund, ve kterých se porovnává počet pozic obsahujících hodnotu 0 nebo 5. Pokud je v úseku počet pozic s hodnotou 5 větší jak 65% délky intervalu, zapíše se hodnota 5 do všech pozic intervalu. V opačném případě jsou na všech pozicích zapsány nuly. Toto opatření bylo zavedeno pro snadnější vyhodnocování algoritmu. Na výstupu funkce jsou tedy dva vektory, každý představující vymezení hranic pro kvalitu 1 a 2, na jejichž pozicích se nachází hodnoty 0 a 5. Schéma algoritmu je na obrázku xx, hranice kvalit jsou zobrazeny na obrázku xx.

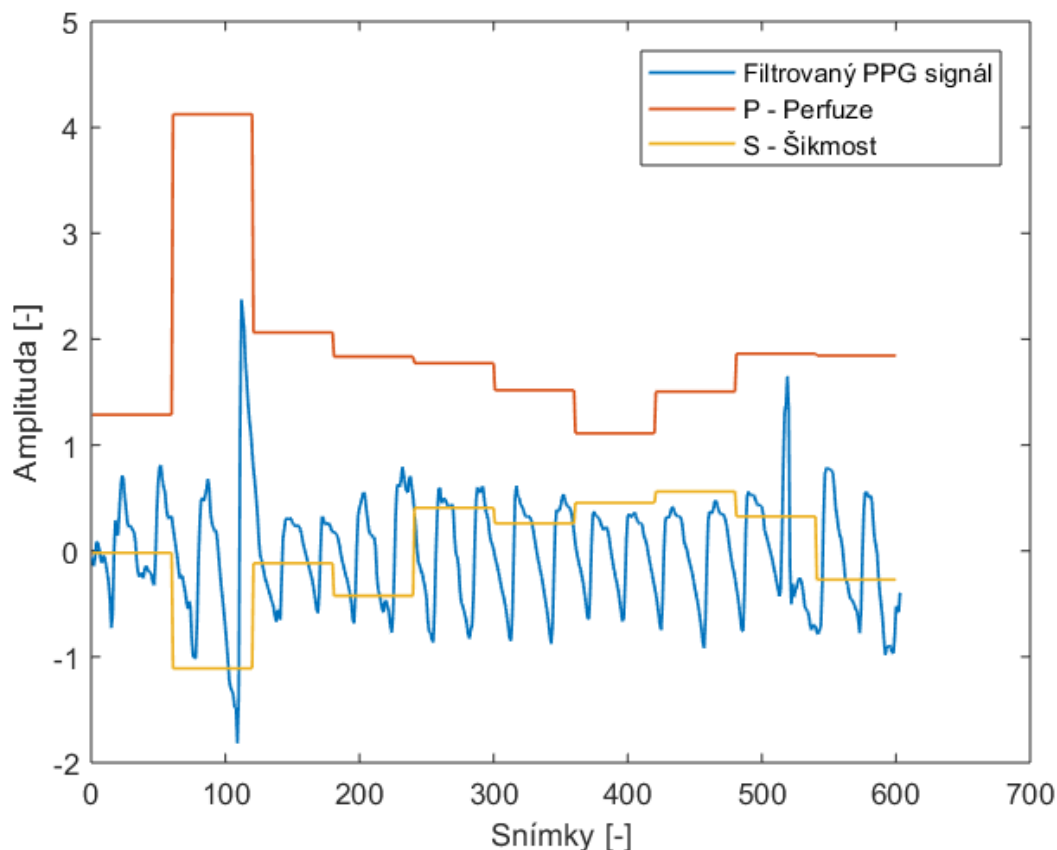


Obrázek 19



Obrázek 20

Hodnoty všech prahů byly z počátku odhadnuty z vizuálního porovnání PPG signálu a jeho hodnot šikmosti a špičatosti. Později byly upraveny na základě výsledků analýzy.



Obrázek 21

6.4 Analýza PPG signálu

Před analýzou PPG signálu je zapotřebí nejprve detekovat systolické píky pulzních vln a jejich začátek a konec. Tento úkol řeší funkce `body_v_PPG_signalu`, na jejímž vstupu je filtrovaný PPG signál (opět výstup z funkce `filtrace_PPG_signalu`) a snímkovací frekvence. Na výstupu je matice `Body` o rozměru 2 x délka PPG signálu, ve které jsou číslem 1 vyznačeny pozice nalezených bodů (na ostatních pozicích je nula). Filtrovaný PPG signál je rozdělen do úseků dlouhých 5 sekund. Pozice systolických píků jsou hledány v převráceném signálu příkazem `findpeaks`, Do nulového vektoru jsou zapsány hodnoty 10 na pozicích, na kterých se nachází systolické píky. Aby byla detekce začátků a konců vln přesnější, je nastaven práh pro minimální výšku těchto bodů. Pro každých 5 sekund jsou nalezeny všechny vrcholy signálu. Tyto vrcholy jsou seřazeny podle výšky a je z nich odstraněno 20 % nejvyšších a 20 % nejnižších hodnot. Ze zbytku hodnot je vypočítán průměr. Prah pro minimální hodnotu detekovaných bodů je nastaven jako 20 % vypočítaného průměru. Po detekci jsou opět pozice začátků a konců vln zapsány jako hodnota 10 do nulového vektoru. Do prvního řádku matice

Body je uložen vektor určující pozice začátků a konců vlny a v druhém řádku je pak vektor s vyznačenými pozicemi systolických píků.

Analýza signálu pro ověření jeho správnosti zařazení do jedné ze tříd kvality je rozdělena do funkcí `overeni_1_kvality` a `overeni_2_kvality`. K analýze signálu pro třídu 2 se porovnávají parametry variability srdečního rytmu PPG signálu a referenčního EKG signálu. Do funkce vstupuje snímkovací frekvence, matice `Body` a vektor `pole_znacek`, ve kterém jsou zapsány pozice R vln referenčního signálu. Pro každých 10 sekund obou signálů je zjištěn počet R vln a systolických píků. Pokud je absolutní hodnota jejich rozdílu větší jak 6, odstraní se systolické píky, které ve svém okolí do 0,3 s nemají žádnou R vlnu. Tímto se eliminují falešně pozitivní píky a detekované dikrotické zářezy.

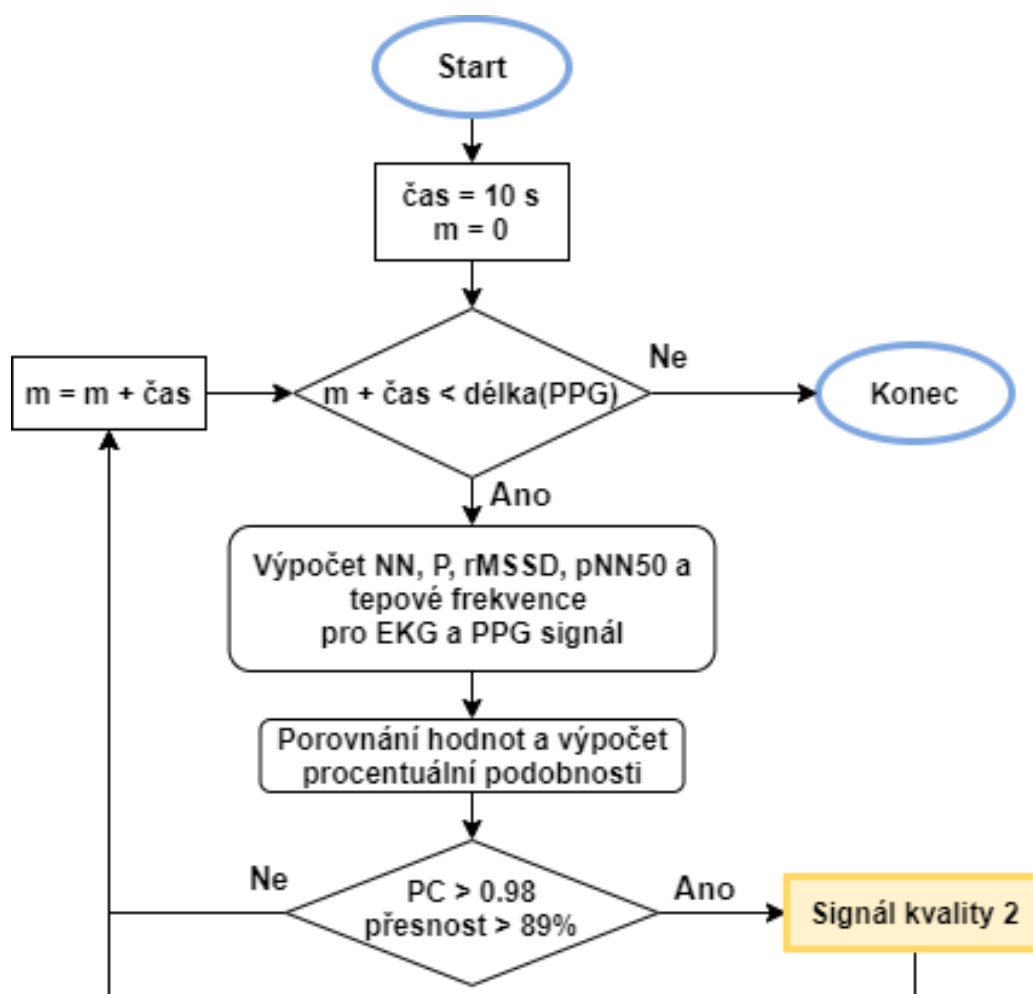
Dále jsou vypočítány hodnoty PP (RR) intervalů, rMSSD, pNN50, průměrná okamžitá hodnota tepové frekvence \bar{P} a tepová frekvence. Všechny hodnoty jsou uloženy do matice, v jejímž prvním řádku jsou zapsány vypočítané hodnoty pro HRV v PPG signálu a v druhém řádku jsou zapsány hodnoty pro EKG signál. (viz tab)

	\overline{NN}	rMSSD	pNN50	\bar{P}	TF
PPG					
EKG					

Tabulka 4

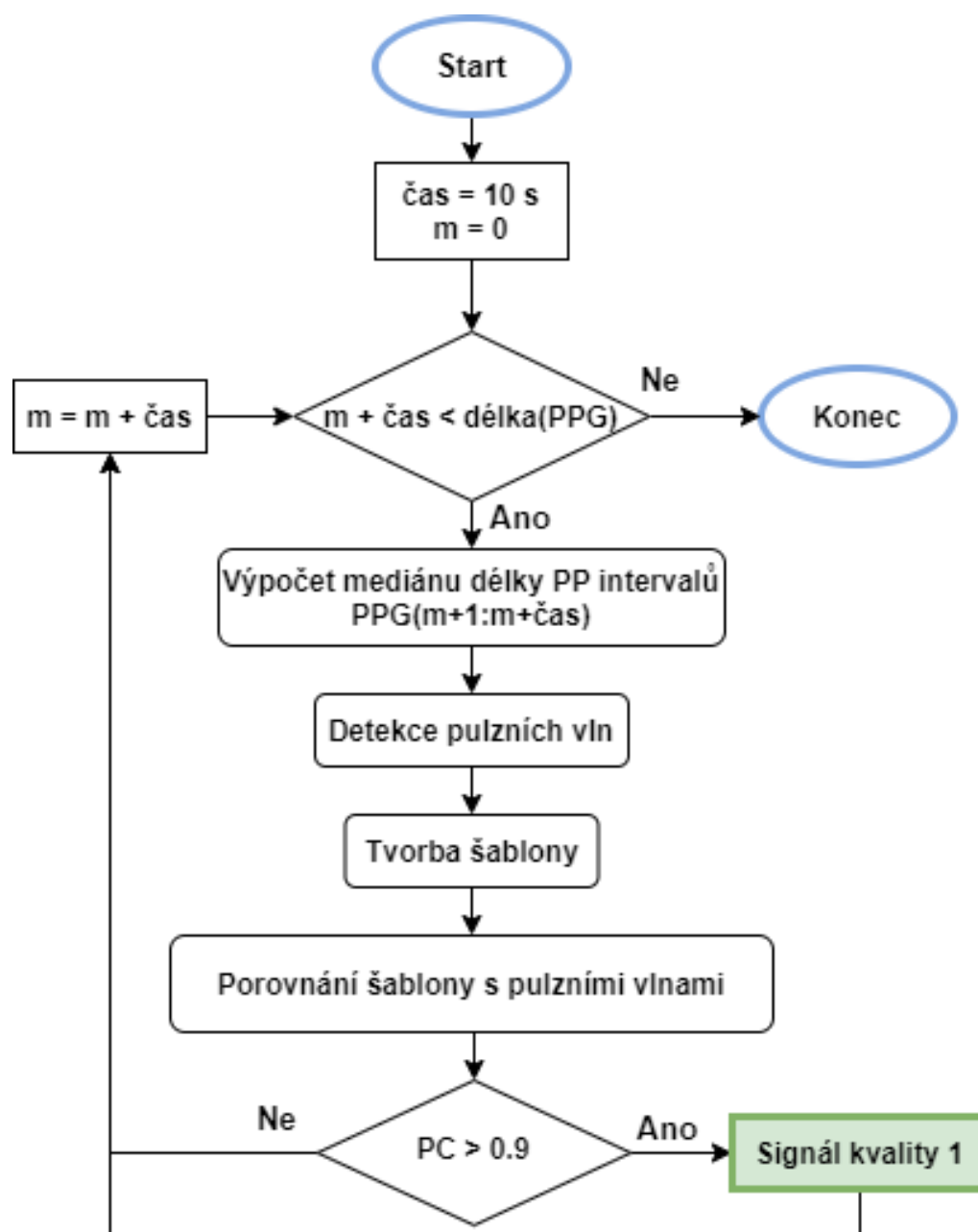
Pro oba řádky je vypočítán Pearsonův korelační koeficient a jejich procentuální podobnost. Signál spadá do třídy kvality 2, pokud Pearsonův korelační koeficient překročí hodnotu 0.98 a hodnota podobnosti je větší než 89 %. Na výstupu funkce je vektor `hranice2KO`, ve kterém jsou vyznačeny úseky, ve kterých signál spadá do třídy kvality 2.

Postup je znázorněn na diagramu.



Obrázek 22

Pro analýzu PPG signálu třídy 1 je použita podobnost PPG signálu se šablonou vyjádřena Pearsonovým korelačním koeficientem. Vstupem funkce je filtrovaný PPG signál, snímkovací frekvence a matice Body. Signál je opět analyzován v úsecích o délce 10 sekund. Nejprve je vypočítán medián vzdáleností dvou sousedních systolických píků. Od hodnoty každého píku se odečte a přičte půlka mediánu a tím se úsek signálu rozdělí na jednotlivé pulzní vlny o stejné délce. Šablona vznikne průměrováním všech nalezených pulzních vln. Pulzní vlny, které se celou délkou nevlezou do analyzovaného úseku, nejsou použity. Výsledná šablona je pak porovnána s každou pulzní vlnou a je vypočítán jejich korelační koeficient. Úsek signálu spadá do kvality 1, pokud je průměrná hodnota všech korelačních koeficientů šablony a pulzních vln vyšší než 0,9. Výstupem funkce je vektor **hranice2KO**, který vymezuje úseky, ve kterých signál spadá do kvality 1. Postup je znázorněn na diagramu.



Obrázek 23

7 DISKUZE

Algoritmus pro stanovení kvality a analýzu PPG signálů byl testován na 45 datech nasnímaných na osmi různých dobrovolnících. Pro posouzení kvality algoritmu bylo využito testování ROC (z anglického Receiver Operating Characteristic), což je nástroj, který popisuje kvalitu binárního klasifikátoru (v tomto případě algoritmu rozdělujícího signál do tříd kvality). Dále byla také vypočítaná přesnost algoritmu vyjádřena v procentech. Pro testování ROC byly pro každý snímek stanoveny hodnoty:

- TP (True positive) – počet správně detekovaných úseků kvality 1 nebo 2 v PPG signálu
- FP (false positive) – počet falešně detekovaných úseků kvality 1 nebo 2 v PPG signálu
- FN (false negative) – počet úseků, které v PPG signálu nebyly detekovány, ale do jedné ze dvou tříd kvality spadají
- R (referenčních hodnoty) – počet úseků spadajících do kvality 1 nebo 2 podle analýzy PPG signálu
- V (vypočítané hodnoty) – počet úseků, které algoritmus pro stanovení kvality zařadil do kvality 1 nebo 2

Do tabulky XXX byl pro každé snímání zapsán typ chytrého telefonu použitého pro snímání, snímkovací frekvence a pro kvalitu 1 a 2 hodnoty TP, FP, FN, R a V a informace o artefaktech vyskytujících se během snímání.

Snímání	Přístroj	Fs [Hz]	1					2					Informace
			TP	FP	FN	R	V	TP	FP	FN	R	V	
1	Honor 8X	30	1	0	0	1	1	1	0	0	1	1	pohyb zápěstím
2	Honor 8X	30	2	0	0	2	2	2	0	0	2	2	klid
3	Honor 8X	30	1	0	0	1	1	1	0	0	1	1	mluvení
4	Honor 8X	30	2	0	0	2	2	2	0	0	2	2	klid
5	Honor 8X	30	2	0	0	2	2	2	0	0	2	2	tlak na objektiv
6	Honor 8X	30	0	0	2	2	0	2	0	0	2	2	oddělení prstu
7	Honor 8X	30	1	0	1	2	1	2	0	0	2	2	hl. dýchání
8	Huawei P20 Pro	60	1	0	0	1	1	2	0	0	2	2	pohyb paží
9	Huawei P20 Pro	60	2	0	0	2	2	2	0	0	2	2	hl. dýchání
10	Huawei P20 Pro	60	1	0	0	1	1	1	0	0	1	1	oddělení prstu
11	Huawei P20 Pro	60	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	oddělení prstu
12	Huawei P20 Pro	60	3	0	0	3	3	3	0	0	3	3	klid
13	Huawei P20 Pro	60	7	1	0	7	8	7	1	0	7	8	oddělení prstu
14	Huawei P20 Pro	60	2	0	1	3	2	2	0	1	3	2	oddělení prstu
15	Huawei P20 Pro	60	1	0	0	1	1	1	0	1	2	1	po zátěži
16	Huawei P20 Pro	60	3	0	0	3	3	3	0	0	3	3	ve stoje
17	Huawei P20 Pro	60	1	1	1	2	2	2	0	1	3	2	oddělení prstu

18	Huawei P20 Pro	60	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	chůze
19	Huawei P20 Pro	60	1	0	0	1	1	1	0	0	1	1	hl. dýchání
20	Huawei P20 Pro	30	0	2	0	0	2	2	0	0	2	2	kašel
21	Huawei P20 Pro	30	1	0	0	1	1	1	0	0	1	1	klid
22	Huawei P20 Pro	60	1	0	0	1	1	1	0	0	1	1	klid
23	iPhoneXS	240	1	0	1	2	1	2	1	0	2	3	třes ruky
24	iPhoneXS	240	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	oddělení prstu
25	iPhoneXS	240	0	0	0	0	0	2	0	1	3	2	tlak na objektiv
26	iPhoneXS	240	1	0	2	3	1	2	1	0	2	3	třes ruky
27	iPhoneXS	240	1	0	1	2	1	2	0	1	3	2	tlak na objektiv
28	iPhoneXS	240	0	1	1	1	1	2	0	0	2	2	kašel
29	iPhoneXS	30	1	0	1	2	1	2	0	0	2	2	mluvení
30	iPhoneXS	30	2	0	0	2	2	2	0	0	2	2	mluvení
31	iPhoneXS	30	0	0	1	1	0	1	1	0	1	2	hl. dýchání
32	iPhoneXS	30	2	0	0	2	2	0	2	0	0	2	klid
33	iPhoneXS	30	0	0	0	0	0	2	0	0	2	2	kašel
34	iPhoneXS	30	0	0	0	0	0	2	0	0	2	2	pohyb paží
35	iPhoneXS	30	1	0	1	2	1	2	0	0	2	2	tlak na objektiv
36	iPhoneXS	30	0	0	2	2	0	2	0	0	2	2	tlak na objektiv
37	iPhoneXS	30	0	0	1	1	0	2	0	0	2	2	hl. dýchání
38	iPhoneXS	30	0	0	1	1	0	1	1	0	1	2	hl. dýchání
39	iPhoneXS	30	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	pohyb paží
40	iPhoneXS	30	0	0	0	0	0	3	0	0	2	2	po zátěži
41	Honor 8X	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	oddělení prstu
42	Honor 8X	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	oddělení prstu
43	Honor 8X	30	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	oddělení prstu
44	Honor 8X	30	0	1	1	1	1	1	0	0	1	1	oddělení prstu
45	Honor 8X	30	1	0	0	1	1	2	0	0	2	2	pohyb paží
	Suma	-	43	6	18	61	49	74	7	6	79	80	

Tabulka 5

Dále byla vypočítána senzitivita, pozitivní prediktivita a procentuální přesnost.

Senzitivita algoritmu pro stanovení kvality 1 byla stanovena na 70,9 %, pozitivní prediktivita na 78 % a procentuální přesnost na 85 %. Pro kvalitu 2 byla hodnota senzitivity 89,4 %, pozitivní prediktivity 89,4 % a procentuální přesnosti 99,9 %.

Literatura

- [1] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.

- [2] HANUŠOVÁ, Jaroslava. *Kapitoly z biologie člověka*. V Praze: Univerzita Karlova, Pedagogická fakulta, [online]. 2014. ISBN 978-80-7290-. Dostupné z: https://uprps.pedf.cuni.cz/UPRPS-440-version1-13_hanusova_1.pdf
- [3] ZOOFARI, *Heart diagram blood flow*. Wikiskripta [online]. 2010. [cit. 27.05.2020]. Přístupné na: <https://www.wikiskripta.eu/w/Srdce>
- [4] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.
- [5] PARK, Y.-S.; MOON, Y.-J.; KIM, S.-H.; KIM, J.-M.; SONG, J.-G.; HWANG, G.-S. Beat-to-Beat Tracking of Pulse Pressure and Its Respiratory Variation Using Heart Sound Signal in Patients Undergoing Liver Transplantation. *J. Clin. Med.* [online]. 2019, 8, 593. [cit. 27.5.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6572412/>
- [6] ZHANG, Yifan, Shuang SONG, Rik VULLINGS, Dwaipayan BISWAS, Neide SIMÕES-CAPELA, Nick VAN HELLEPUTTE, Chris VAN HOOFF a Willemijn GROENENDAAL. *Motion Artifact Reduction for Wrist-Worn Photoplethysmograph Sensors Based on Different Wavelengths*. *Sensors* [online]. 2019, 19(3) [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.3390/s19030673. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/3/673>
- [7] ORPHANIDOU, Christina. *Signal quality assessment in physiological monitoring: State of the Art and Practical Considerations*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, [online]. 2017. ISBN 978-3-319-68414-7. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/322174967_Signal_Quality_Assessment_in_Physiological_Monitoring_State_of_the_Art_and_Practical_Considerations
- [8] WEBSTER, John G. *Design of pulse oximeters*. Philadelphia: Institute of Physics Pub., [online]. c1997. [cit. 27.5.2020]. ISBN 0-7503-0467-7. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=eQh1DQtvowUC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbv_atb#v=onepage&q&f=false
- [9] CHERIYEDATH, Susha. (2019, February 27). *Photoplethysmography (PPG)*. News-Medical. [online]. [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx)
- [10] TAMURA, T.; MAEDA, Y.; SEKINE, M.; YOSHIDA, M. *WEARABLE Photoplethysmographic Sensors—Past and Present*. *Electronics*, [online]. 2014, 3, 282-302. [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282>
- [11] SVIRIDOVA, Nina & SAKAI, Kenshi., Human photoplethysmogram: New insight into chaotic characteristics. *Chaos, Solitons & Fractals*. [online]. 77. 10.1016/j.chaos.2015.05.005. 53-63

[cit. 29.05.2020] Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960077915001344>

- [12] SANTOS, S.A., VENEMA, B., & LEONHARDT, S. *Accelerometer-assisted PPG Measurement During Physical Exercise Using the LAVIMO Sensor System*. [online]. 2012. [cit. 29.05.2020] Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Accelerometer-assisted-PPG-Measurement-During-Using-Santos-Venema/856576d5c458b78991d874faae71a1a4a0c9ad20>
- [13] LIANG, Y., ELGENDI, M., CHEN, Z. *et al.* An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Sci Data* 5, [online].180076 (2018). [cit.29.05.2020] Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/sdata201876>
- [14] ELGENDI, M., NORTON, I., BREARLEY, M. *et al.* Detection of a and b waves in the acceleration photoplethysmogram. *BioMed Eng OnLine* [online]. 13, 139 (2014). [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-139>
- [15] MAYANK Kumar, ASHOK Veeraraghavan, and ASHUTOSH Sabharwal, DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera, *Biomed. Opt. Express* 6, 1565-1588 [online]. (2015). [cit. 29.05.2020] Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26137365/>
- [16] MCDUFF, Daniel J., Justin R. ESTEPP, Alyssa M. PIASECKI a Ethan B. BLACKFORD. A survey of remote optical photoplethysmographic imaging methods. In: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 6398-6404 [cit. 30.05.2020]. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319857. ISBN 978-1-4244-9271-8. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7319857>
- [17] KURYLYAK, Yuriy & LAMONACA, Francesco & GRIMALDI, Domenico. *Smartphone-Based Photoplethysmogram Measurement*. [online]. 2012. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/233776340_Smartphone-Based_Photoplethysmogram_Measurement
- [18] ELGENDI M. *Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals*. *Bioengineering (Basel)*. [online]. 2016;3(4):21. doi:10.3390/bioengineering3040021. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5597264/>
- [19] N. SELVARAJ, Y. MENDELSON, K. H. SHELLEY, D. G. SILVERMAN and K. H. CHON, Statistical approach for the detection of motion/noise artifacts in Photoplethysmogram, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, [online]. Boston, MA, 2011, pp. 4972-4975, DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091232. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6091232>

- [20] LI, B.N.; DONG, M.C.; VAI, M.I. *On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms*. Biomed. Signal Process. Control. [online]. 2010, 5, 76–81. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809409000470>
- [21] BILLAUER, E. *Peakdet: Peak Detection Using MATLAB*, [online]. 2012. [cit. 27.5.2020] Přístupné na: <http://billauer.co.il/peakdet.html>
- [22] BÁNHÁLMI, András, János BORBÁS, Márta FIDRICH, Vilmos BILICKI, Zoltán GINGL a László RUDAS. *Analysis of a Pulse Rate Variability Measurement Using a Smartphone Camera*. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. 2018, 2018, 1-15 [cit. 28.05.2020]. DOI: 10.1155/2018/4038034. ISSN 2040-2295. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2018/4038034/>
- [23] MORAES, Jermana, Matheus ROCHA, Glauber VASCONCELOS, José VASCONCELOS FILHO, Victor DE ALBUQUERQUE a Auzuir ALEXANDRIA. *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*. *Sensors* [online]. 2018, 18(6) [cit. 28.05.2020]. DOI: 10.3390/s18061894. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/6/1894>
- [24] Mukaka MM. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J.* [online]. 2012;24(3):69-71. [cit. 27.05.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3576830/>
- [25] SIDDIQUI, Sarah Ali, Yuan ZHANG, Zhiquan FENG a Anton KOS. *A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera*. *Journal of Medical Systems* [online]. 2016, 40(5) [cit. 30.12.2019]. DOI: 10.1007/s10916-016-0485-6. ISSN 0148-5598. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10916-016-0485-6>